Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNG DER OBERFLÄCHENBESCHAFFENHEIT VON VERBLENDKUNSTSTOFFEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Ursula Neubauer
aus Crailsheim

1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543928_0106

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNG DER OBERFLÄCHENBESCHAFFENHEIT VON VERBLENDKUNSTSTOFFEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Ursula Neubauer
aus Crailsheim

1983

Dekan:	Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter:	Professor Dr. E. Körber
2. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. J. Rotgans

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

REFO-DRUCK HANS VOGLER TÜBINGEN

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Die geschichtliche Entwicklung der Kunststoffe	3
2.2 Die Geschichte der Verblendkrone	4
2.3 Die Chemie der Kunststoffe	5
2.4 Verarbeitungsverfahren	5
2.5 Indikation der Kunststoffverblendung	7
2.6 Eigenschaften der Verblendkunststoffe	8
2.6.1 Abrasion	8
2.6.2 Farbbeständigkeit	10
2.6.3 Quellung	11
2.6.4 Hygienisches und biologisches Verhalten	12
2.6.5 Alterung und Korrosion	13
2.6.6 Oberfläche und Politur	14
2.6.7 Härte	16
3. Eigene Untersuchungen	18
3.1 Material	18
3.1.1 Verwendete Produkte	18
3.1.2 Herstellung der Probekörper	19
3.1.3 Getragene Kunststoffverblendungen	21
3.2 Untersuchungsmethoden	22
3.2.1 Rauhtiefenmessung	22
3.2.2 Mikroskopische Untersuchung der Oberfläche	24
3.2.2.1 Interferenzkontrast	24
3.2.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen	28
3.2.3 Bestimmung der Härte nach VICKERS	30
3.2.3.1 Eichung des LEITZ-Mikrohärteprüfers	32
3.2.3.2 Durchführung der Härtemessung	32

Seite

3.3 Ergebnisse 33

3.3.1 Rauhtiefenmessung 33

3.3.2 Mikroskopische Untersuchung der Oberfläche 47

3.3.2.1 Interferenzkontrast-aufnahmen 47

3.3.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen 54

3.3.3 Härteprüfung 60

3.4 Diskussion 64

3.4.1 Rauhtiefenmessung 64

3.4.2 Mikroskopische Aufnahmen 65

3.4.2.1 Interferenzkontrast-aufnahmen 65

3.4.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen 67

3.4.3 Härte 68

4. Ausblick 69

5. Zusammenfassung 70

6. Literaturverzeichnis 71

1. Einleitung

In der Zahnmedizin spielen die Kunststoffe eine große Rolle. Sie werden verwendet als Prothesenbasismaterial, für Kunststoffzähne und für die Verblendung von Kronen und Brücken. Bei der Eingliederung von Kronen- und Brückenarbeiten, insbesondere im Frontzahnbereich ist die Ästhetik von entscheidender Bedeutung. Gerade in ästhetischer Hinsicht, aber auch in der Mundbeständigkeit und biologischen Verträglichkeit konnte die Kunststoffverblendung bisher nicht voll befriedigen. Hier zeigt die Keramikverblendung bessere Ergebnisse. Trotzdem werden auch heute noch nach Angaben von WINDECKER (1980) 57,7 % der Kronen und Brücken mit Kunststoff verblendet, nach Angaben von MEYER/EICHNER (1980) sind sogar 78 - 80 % der Verblendungen von Kronen und Brücken, die über die Krankenkassen des Bundesgebietes abgerechnet wurden, aus Kunststoff. Diese häufige Verwendung der Kunststoffe als Verblendmaterial unterstreicht die Notwendigkeit, die Verblendkunststoffe weiter zu verbessern.
In dieser Untersuchung werden moderne, vielfach verwendete Verblendkunststoffe hinsichtlich ihrer Oberflächenbeschaffenheit untersucht und miteinander verglichen. Denn gerade die Oberflächenbeschaffenheit ist ein wichtiger Faktor für die Mundbeständigkeit eines Materials. Eine rauhe Oberfläche führt zu Verfärbungen durch Einlagerung von Fremdstoffen, zu Plaqueanlagerung mit Bakterienbesiedelung und damit zur entzündlichen und mechanischen Reizung der Gingiva. Ebenso greifen alle chemischen und physikalischen Einflüsse an der Oberfläche an, wobei durch eine rauhe Oberfläche deren Angriffsfläche wesentlich vergrößert wird. Deshalb muß eine gute Polierbarkeit der Kunststoffe gefordert werden.

Durch Vergleich mit abgenommenen kunststoffverblendeten Kronen und Brücken nach mehrjähriger Tragezeit mit den neuen Verblendkunststoffen sollen die Veränderungen aufgezeigt werden, die das Material im Mundmilieu erfährt.

2. Literaturübersicht

2.1 Die geschichtliche Entwicklung der Kunststoffe

Die Kunststoffchemie begann im Jahre 1839, als GOODYEAR die Vulkanisation des Naturkautschuks erfand, also die Umwandlung eines Naturprodukts.
Im Jahre 1870 wurde das Zelluloid und um 1900 das Bakelit erstmals hergestellt. Diese fanden auch Verwendung für Prothesen anstelle des bis dahin verwendeten Kautschuks als Prothesenbasismaterial. In den 30er Jahren kamen die Polymerisationskunststoffe auf der Basis des Methylmethacrylats auf. So erhielt 1930 die Firma Röhm & Haas GmbH das Patent für Polymethylmethacrylat für Gaumenplatten und Zähne.
Der erste zahnfarbene Kunststoff war das Palapont der Firma Kulzer & Co im Jahre 1937/38. Dieses wurde von Jesensky 1941 zum ersten Mal für die Verblendung eines Metallgerüstes verwendet.
Auch heute noch ist das Polymethylmethacrylat PMMA der gebräuchlichste Kunststoff in der Zahnheilkunde.
Daneben existieren noch die Luxene, ein Mischpolymerisat aus 60 % Vinylchlorid, 30 % Vinylacetat und 10 % Methylmethacrylat.
Einen Anstoß zur Weiterentwicklung der Verblendkunststoffe brachten die Composites, indem nun auch Kunststoffe nach der modifizierten Bowen-Formel mit ultrafeinem pyrolytischem Siliziumoxid als Verblendmaterialien angeboten werden.

2.2 Die Geschichte der Verblendkrone

Nach WEIDNER (1960) wurden in der Zeit von 1900 bis 1930 in Europa im wesentlichen Porzellankramponfacetten, in Amerika die auswechselbaren Steelefacetten für die Verblendung eines Metallgerüstes verwendet.
1938 stellte GRANGER eine "Pt-Ir-Veneercrown" durch Aufbrennen des Porzellans auf das Metall nach dem Guß her. Zeitlich ungefähr parallel läuft die Entwicklung der Verblendtechnik mit Kunststoff.
Als erster verwendete JESENSKY 1941 Kunststoff zur Verblendung seiner"Facettenkrone aus Palapont".
Die 1946 von KAMPERA weiterentwickelte JESENSKY-Krone war die erste vollwertige Kunststoffverblendkrone.
1952 hat RANK Richtlinien für die Verblendkronen aufgestellt, die 1957 durch VOSS ergänzt wurden und im wesentlichen heute noch gelten:

1. Der Zahn muß ringsum von Metall geschützt sein.
2. Der Platz für die Facette muß durch Anlegen einer Schulter geschaffen werden.
3. Die Kaufläche oder Schneidekante muß so geformt sein, daß der Metallkörper allein den Kaudruck aufnimmt.
4. Die Blende muß länger als zehn Jahre Form und Farbe bewahren und den natürlichen Zähnen möglichst ähnlich sein.
5. Die durch die Angliederung einer Brücke auftretenden Belastungsmomente muß der Metallkörper der Krone ganz aufnehmen und auf den Pfeiler übertragen.

Von zahlreichen Variationen der Gestaltung der Verblendkrone, wie Fensterkrone oder gefensterte Verblendkrone nach STRACK, hat sich die Vollmetallkrone mit Verblendung nach MATHE durchgesetzt. Sie bestimmt bis heute die Gestaltung der Verblendkrone.

2.3 Die Chemie der Kunststoffe

Die zwei Hauptgruppen der Kunststoffe sind die umgewandelten Naturprodukte und die synthetischen Kunststoffe, die wiederum in Polykondensate, Polyadditionsverbindungen und Polymerisate unterteilt werden können. Zu letzteren zählt das PMMA, dessen Monomeres,

der Methacrylsäuremethylester $CH_2=\underset{\displaystyle CH_3}{\overset{\displaystyle |}{C}}-COOH$,

gekennzeichnet ist durch einen Siedepunkt von 100,3 ° C, ein Molekulargewicht von 100, ein spezifisches Gewicht von 0,935 und eine Polymerisationswärme von 13 kcal/Mol. Bei der Polymerisation wird in einer endergonischen Reaktion die Doppelbindung des MMA aufgespalten, wobei die Energie in Form von Wärme, Licht oder auf chemischem Wege durch ein Katalysatorsystem zugeführt werden muß. Es entsteht ein reaktionsfähiges Radikal, das in einem exergonischen Vorgang durch Anlagerung weiterer Radikale zur Kettenbildung führt. Die dabei freiwerdende Energie bewirkt die Aufspaltung weiterer Doppelbindungen. Reicht diese nicht mehr für das Aufspalten aus, so kommt es zum Kettenabbruch. Insgesamt ergibt sich so ein S-förmiger Verlauf der Polymerisationsreaktion.

2.4 Verarbeitungsverfahren

Man kann in der Kunststoffverarbeitung zwei gundsätzlich verschiedene Verfahren unterscheiden:
das thermoplastische Verfahren in Form des Spritzgusses und das chemoplastische Verfahren.
Während das erste Verfahren vorwiegend in der Industrie, z.B. auch für die serienmäßige Herstellung von Kunststoffzähnen, verwendet wird, wird in der Zahntechnik fast ausschließlich das chemoplastische Verfahren in Form der Heiß- und Autopolymerisation angewandt. Die Heißpolymerisation wird vorwiegend als Stopfpreßverfahren (Paladonverfahren) durchgeführt, wobei ein Gemisch aus Monomer und fertigen Polymerperlen in die geöffneten Küvettenhälften gestopft wird, die anschließend zusammengepreßt werden.

Durch dieses Verfahren kann die Polymerisationsschrumpfung von 20 % bei Polymerisation des reinen Monomers auf 7 % verringert werden. Andere Verfahren sind das Spritzpreßverfahren (Luxeneverfahren) und die Gießtechnik. Ein speziell für die Kunststoffverblendung entwickeltes Verfahren ist die hydraulisch-pneumatische Heißpolymerisation mit exakter Temperaturführung und Druckübertragung auf den frei geschichteten Kunststoff durch ein geeignetes Medium wie Wasser, Wasserdampf oder flüssige Medien auf Glycerinbasis.
Diese Polymerisationsart wurde von MARX (1970) als vollwertige Heißpolymerisation mit dem Vorteil der Zeit- und Materialersparnis bezeichnet.
Außerdem fand GUCKELSBERGER (1974) für hydraulisch-pneumatisch polymerisierte Kunststoffe eine verringerte Anfälligkeit für Spannungsrißkorrosion.
WEISSBERG (1973) dagegen bestätigte die Langzeitpolymerisation im Stopfpreßverfahren, betonte aber die Bedeutung einer protrahierten Abkühlung, um innere Spannungen im Kunststoff zu vermeiden.
CHIARINI (1977) bestätigte durch seine Untersuchungen, daß für definitive Verblendungen nur Heißpolymerisate verwendet werden sollten. Er konnte geringfügig bessere mechanische Werte von im Wasserbad nach der Küvettentechnik polymerisierten Kunststoffe nachweisen, doch genügen seiner Meinung nach auch die nach dem hydropneumatischen Verfahren polymerisierten Kunststoffe den Anforderungen, so daß ihr Vorteil der rationelleren Verarbeitung genutzt werden kann.
Bei der Wahl zwischen der Polymerisation im Glycerindruckbad oder Wasserdruckbad gibt er letzterem aus praktischen Gründen, wie saubereres und angenehmereres Arbeiten, den Vorzug.

2.5 Indikationen der Kunststoffverblendung

Trotz ihrer Vorteile kann die Verblendmetallkeramik die Kunststoffverblendung nicht völlig ersetzen.
Eine eindeutige Indikation für die Kunststoffverblendung ist die Verblendung von Doppelkronen in Verbindung mit abnehmbaren Prothesen und Brücken.
Als weitere Indikation nennt HOFMANN (1980) die Verblendung von Kronen und Brücken im Seitenzahngebiet.
MEYER/EICHNER (1980) nennen die Situation, daß aufgrund extremer Bißlagen nicht genügend Platz zum Anbringen keramischer Massen in ausreichender Schichtstärke vorhanden ist.
WINDECKER (1980), der die Kunststoffschalentechnik verwendet, nennt folgende Vorteile und Indikationen der Kunststoffverblendung:

1. Die Präparation der Pfeiler weist mit Rücksicht auf die Vitalität der Pulpa einen beherrschbaren Schwierigkeitsgrad auf.
2. Auch umfangreiche Brücken sind im Einstückgußverfahren herzustellen und ohne Beeinträchtigung der Paßform des Metallgerüstes zu verblenden. Das kann als Kriterium therapieentscheidend sein, wenn eine festsitzende zirkuläre Versteifung mit einer nicht unterteilten Brücke erfolgen soll.
3. Kunststoffverblendete Brücken lassen sich auch noch spannungsfrei und ohne Gefahr der Beeinträchtigung der Verblendschicht eingliedern, wenn dabei ein Widerstand überwunden werden muß, der durch die Anordnung der Pfeiler und präparatorisch nicht zu beseitigender leichter Achsendivergenz bedingt ist.
4. Reparaturmöglichkeit im Munde des Patienten.
5. Der methodische Aufwand und die Kosten sind geringer.

SCHLAICH (1978) hält sogar vorsichtige Versuche für gerechtfertigt, die neuen Verblendkunststoffe mit ultrafeinen Füllkörpern auch für die Kauflächenverblendung zu verwenden.

2.6 Eigenschaften der Verblendkunststoffe

2.6.1 Abrasion

Die zu geringe Abrasionsfestigkeit der Verblendkunststoffe ist ein wichtiger klinischer Aspekt. Interessant ist, daß die Abrasion im Frontzahngebiet meist größer ist, als im Seitenzahngebiet und im Oberkiefer stärker als im Unterkiefer.

Nach SCHWICKERATH (1975) kommt der Abrieb zustande, wenn zwei Körper gegeneinander bewegt werden, wobei die beeinflussenden Faktoren die zueinander gerichteten Kräfte, die Geschwindigkeit der Bewegung, das dazwischenliegende Medium und die Beschaffenheit der Oberfläche sind. So zeigt eine hochglanzpolierte Oberfläche eine geringere Abrasion als eine bereits angerauhte.

HOFMANN (1980) fand anhand klinischer Nachuntersuchungen bei Luxene-Verblendungen eine verhältnis-mäßig geringere Abnützung im Vergleich zu Verblendungen mit Biodent K+B, das in 72,7 % deutliche Abrasionsstellen aufwies.

Bisher hat man auf zwei Wege versucht, die Abrasionsfestigkeit der Verblendkunststoffe zu erhöhen, einmal durch eine stärkere Vernetzung und zum anderen durch Zugabe von anorganischen Füllkörpern wie Apatit, Quarzpulver, Glaspulver oder Glasperlen. Die Wirksamkeit der beiden Methoden wird in der Literatur sehr unterschiedlich bewertet, je nachdem, welche Versuchsanordnung für den Abriebtest verwendet wurde.

Bei den Abriebtests wird davon ausgegangen, daß der Hauptabrieb durch die Beanspruchung beim Zähneputzen zustande kommt.

HOFMANN (1958) dagegen stellte in seinem Abriebtest mit Bürste und Zahnpasta nur eine minimale Abrasion fest und sah daher als Hauptfaktor für den Abrieb die mechanische Kaubeanspruchung an.

ARENDS/KEIZER (1973) führten Abriebtests mit Zahnbürste und Bimsmehl als Abrasionsmedium durch und fanden bei Kunststoffen mit hohem Vernetzeranteil eine geringere Abrasion als bei herkömmlich vernetzten Kunststoffen und solchen mit anorganischen Füllkörpern.
Ebenso stellte STREITL (1974) im Zahnbürstentest mit Zahnpasta, der wohl eher den natürlichen Gegebenheiten entspricht, einen geringeren Abrieb bei Kunststoffen ohne Füllkörpern gegenüber Kunststoffen mit 10 % Füllkörperanteil in Form silanisierter Glaspartikel fest. CHIARINI (1977) und SCHMITZ (1973) dagegen fanden eine erhöhte Abriebfestigkeit bei Kunststoffen mit anorganischen Füllkörpern.
UETZ/FÖHL (1974) ermittelten in ihrem Abriebtest mit Bürste und Bimssteinpulver sogar eine um 60 % geringere Abrasion bei Kunststoffen mit Füllkörpern. Entsprechende Aussagen lieferte der Test mit Zahnpasta, nur war der Verschleißbetrag geringer.
Nach SCHMITZ steigt die Abrasionsfestigkeit der Kunststoffe mit der Korngröße und dem Anteil der Füllkörper, die Polierbarkeit nimmt aber ab. Dies ist wohl auch der Grund, daß sich auch die Verblendkunststoffe mit Füllkörpern im klinischen Gebrauch nicht ebenso bewährten wie im Laborversuch.
Denn nach SCHWICKERATH (1975) nimmt mit der Rauhigkeit der Oberfläche auch der Abrieb zu. In dem Zusammenhang sind die Untersuchungen von FRANZ (1974) interessant, der die Wirkung verschiedener Zahnpasten auf Verblendkunststoffe untersuchte. Dabei bewirkten 40 % der geprüften Zahnpasten schon nach dreimaligem Aufstreichen auf die Kunststoffoberfläche einen Glanzverlust, der elektronenmikroskopisch als Rauheit nachweisbar war.

Fast alle geprüften Pasten zeigten im Bürstenversuch eine Schleifwirkung mit unterschiedlicher Abriebtiefe.

MEINERS (1972) wies darauf hin, daß Pasten mit Chloroformgehalt eine verstärkte Ätzwirkung auf Acrylate haben. Sie sollten daher keinesfalls verwendet werden, wenn sich Kunststoffrestaurationen in der Mundhöhle befinden.
Eine Hilfe bei der Auswahl einer geeigneten Zahnpasta gibt die tabellarische Zusammenstellung von RITZE (1969) über den Abrasionseffekt verschiedener Zahnpasten auf Kunststoffe.

2.6.2 Farbbeständigkeit

Nach MEYER et al. (1980) weisen Kundststoffverblendungen oft schon nach eineinhalbjähriger Tragezeit Verfärbungen auf, die mit längerer Tragezeit zunehmen. HOFMANN (1980) unterscheidet endogen bedingte oder echte Verfärbungen von exogen bedingten oder unechten Verfärbungen. Letztere entstehen durch verschleißbedingte Abnahme der Verblendschicht, Oxidation des Metallgerüstes und Randspaltbildung mit Einsickern von Farbstoffen zwischen Gerüst und Blende. Die endogen bedingten Verfärbungen dagegen sind Farbänderungen aufgrund chemischer Reaktionen einzelner Bestandteile des Kunststoffes, wie Akzeleratoren und Aktivatoren, wobei chemische Lösungsmittel und Lichteinwirkung, insbesondere das UV-Licht, auslösend wirken können. In klinischen Nachuntersuchungen stellte er fest, daß vor allem Luxeneverblendungen zu endogenen Verfärbungen neigen, während bei Biodentverblendungen die exogenen Verfärbungen durch abrasionsbedingte Abnahme der Schichtdicke im Vordergrund stehen.

Auch MARX (1976) kam bei seiner Untersuchung der Farbbeständigkeit der Verblendkunststoffe mittels des Xenotest Licht- und Wetterechtheitsprüfgerätes zu dem Ergebnis, daß sich bei Luxenen die stärksten Verfärbungen und Zunahme der Opazität zeigten.
CHIARINI (1977) stellte das gleiche Farbverhalten bei nach unterschiedlichen Verfahren polymerisierten Kunststoffen fest, wobei er eine Xenonbogenlampe verwendete, die auch VIOHL (1976) am geeignetsten für reproduzierbare Versuchsbedingungen hält.

2.6.3 Quellung

Quellung ist eine typische Eigenschaft der hochpolymeren Stoffe, die große Mengen niedermolekularer Flüssigkeit aufnehmen können, ohne ihren Zusammenhalt und ihre Form zu verlieren. Man unterscheidet unbegrenzte und begrenzte Quellung, abhängig von Temperatur und Molekulargewicht. Vernetzte hochpolymere Systeme können sich nur mit einer begrenzten Menge niedermolekularer Flüssigkeit anreichern.
RITZE (1965) fand bei Luxenen eine deutlich geringere Quellung als bei PMMA-Kunststoffen.
SCHWICKERATH (1980) führte eine Langzeituntersuchung von fünf Jahren über das Quellungsverhalten der Kunststoffe durch. Dabei ergab sich, daß das Wasser in die Oberfläche des PMMA eindringt und nahe darunterliegende Poren ausfüllt. Der größte Teil der Wasseraufnahme geschieht in den ersten 14 Tagen und kann nach 200 Tagen als beendet betrachtet werden. Auch nach fünf Jahren zeigt sich keine vollkommene Durchdringung des Kunststoffes mit Wasser und kein Eindringen in innere Porositäten. Insgesamt beträgt die Wasseraufnahme des PMMA etwa zwei Gewichtsprozent.

2.6.4 Das hygienische und biologische Verhalten

Bei zahnärztlichen Kunststoffen in der Mundhöhle fallen immer wieder oberflächliche Beläge, Verfärbungen und Geruchsbildungen auf. Diese Erscheinungen können zum Teil auf die Tätigkeit der Keime in der Mundhöhle zurückgeführt werden. Dabei besteht zum einen die Möglichkeit einer passiven Besiedelung, die durch eine rauhe Oberfläche, Porositäten und Vakuolen begünstigt wird. Zum andern wird aber auch eine bakterielle Zersetzung der Kunststoffe diskutiert.
So konnten ENGELHARDT/GRÜN (1972) nachweisen, daß bestimmte Mikroorganismen in der Lage sind,monomeres MMA, das in heißpolymerisierten Kunststoffen zu 0,2 - 0,3 % und in kaltpolymerisierten zu 3 - 6 % enthalten ist, sowie Weichmacher und Vernetzer abzubauen. Dabei wurden den eingesetzten Mikroorganismen, Laborstämme von Pseudomonaden, Aerobacter aerogenes und Hefen, die genannten Stoffe als einzige Kohlenstoffquelle für ihren Stoffwechsel zur Verfügung gestellt.
Von der Möglichkeit der passiven Besiedelung gehen die Versuche aus, die Permeation von Bakterien in Kunststoffe zu bestimmen.
GIROD (1968) stellte fest, daß 1 mm starke Platten von heiß- und kaltpolymerisierten Kunststoffen innerhalb von 35 Tagen nicht durchdrungen werden konnten.
Ebenso konnte ROTH (1967) keine Permeation von Bakterien durch eine 0,5 mm starke Schicht zahnfarbenen Kunststoffes finden. Damit scheint sich die bakterielle Besiedelung auf oberflächliche Schichten zu beschränken. Dies ist aber der entscheidende Faktor für die Verträglichkeit gegenüber berührenden Schleimhautpartien.
MEYER/EICHNER (1980) fanden bei Kunststoffoberflächen einen deutlichen höheren Verschmutzungsgrad als bei Keramikoberflächen, wobei der nach dem Plaqueindex von Silness/Loe bestimmte Verschmutzungsgrad eine

direkte Abhängigkeit vom Entzündungsgrad der anliegenden Schleimhaut zeigte. Da aber auch bei Patienten mit guter Mundpflege Entzündungserscheinungen der Gingiva bei Kunststoffkontakt häufiger waren als bei Keramikkontakt, schließen die Autoren nicht aus, daß der Kunststoff selbst eine entzündliche Wirkung haben könnte.

2.6.5 Alterung und Korrosion

Eine Ursache für die mangelnde Mundbeständigkeit der Kunststoffe ist nach GUCKELSBERGER (1974) die Spannungsrißkorrosion. Darunter ist eine oberflächliche Rißbildung von Material bei einer mechanischen Beanspruchung durch äußere und innere Spannungen zu verstehen, wenn gleichzeitig bestimmte Dämpfe oder Flüssigkeiten einwirken. Auf die Kunststoffverblendung übertragen bedeutet dies, daß als korrodierende Medien Speichel, Nahrungsmittel, Getränke, Mundpflegemittel usw. wirken. Die Spannungen können durch unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten von Metall und Kunststoff, thermoplastische Verformung durch Druck auf bereits anpolymerisierten Kunststoff, Kaltverformung, Reibungswärme bei Ausarbeitung und Politur, kleine Inhomogenitäten oder zu rasche Abkühlung nach der Polymerisation entstehen.
Die klinische Bedeutung der Spannungsrißkorrosion liegt in der Aufrauhung der Oberfläche, d.h. die chemisch und physikalisch wirksame Oberfläche wird vergrössert und die Retentionsmöglichkeiten für Nahrungsmittel, Mikroorganismen und färbende Substanzen nimmt zu. Lediglich bei Heißpolymerisaten mit keramischen Füllkörpern, die nach dem hydraulisch-pneumatischen Verfahren hergestellt wurden, konnte GUCKELSBERGER keine Spannungsrißbildung und Porositäten beobachten.

MARX (1970) sieht als wahrscheinlichste Ursache für die Spannungsrißkorrosion an Kunststoffverblendungen die unsachgemäße Reinigung an, nämlich wenn organische Lösungsmittel wie Chloroform, Azeton, Xylol, Alkohol, Spiritus oder Ultraschallreinigungsgeräte mit alkoholischen oder fettlösenden Flüssigkeiten zur Reinigung benutzt werden.
HENKEL (1960) betont den Einfluß der Quellfähigkeit des Kunststoffes auf dessen Auflösungs- und Abbauerscheinungen, worunter alle irreversiblen Vorgänge zu verstehen sind, die mechanisch, physikalisch, chemisch, elektrisch oder funktionell bedingt sind und zur endgültigen Zerstörung des Kunststoffes führen. Quellung, Entquellung und Lösung können seiner Meinung nach unter besonderen Bedingungen Schrittmacher für Abbauvorgänge werden.
Nach JANKE (1967) kommt es zum Abbau von Kunststoffen im Sinne einer Kettenverkürzung durch den Einfluß von UV-Licht, wobei Metallionen als Katalysator wirken können. Die in Frage kommenden Metallionen können aus dem Metallgerüst stammen oder Bestandteile des Kunststoffes selbst sein, wie z. B. das zur Weißfärbung benutzte TiO_2.
Eine Möglichkeit, den Abbauprozeß zu vermindern, sieht JANKE in einer stärkeren Vernetzung der Kunststoffe.

2.6.6 Oberfläche und Politur

Die Oberfläche ist die Grenzfläche eines Körpers mit anderen Körpern gleichen oder unterschiedlichen Aggregatzustandes und kann charakterisiert werden durch die Morphologie und das Oberflächenverhalten.
Die große Bedeutung der Oberflächenbeschaffenheit eines Kunststoffes für seine qualitative Beurteilung zeigt sich in deren Einfluß auf das Abrasionsverhalten, die Farbbeständigkeit, das hygienische Verhalten, die Gewebeverträglichkeit und die Neigung zur Bildung weicher und harter Beläge (siehe vorige Kapitel).

PUHAR/EGLI (1967) untersuchten die Oberflächenstruktur von Gold, Kunststoff und Porzellan mit dem elektronischen Tastinstrument PERTHOMETHER und fanden für sehr gut polierten, richtig verarbeiteten Kunststoff und bestmöglichst polierte Goldlegierungen die geringsten Rauhtiefen. Wie lange diese gute Mikrostruktur allerdings im Mundmilieu erhalten bleibt, hängt von der Resistenz der Materialien ab.

LENZ/RICHTER/HUBER (1968) verwendeten ein Rasterelektronenmikroskop zur qualitativen Beurteilung von Kunststoffoberflächen. Dabei zeigten sich an gebrauchten Kunststoffoberflächen Alterungsvorgänge, wie lamellenartiges Abschilfern der Oberfläche und Einbrüche knapp unterhalb der Oberfläche liegender Blasen. Die Ergebnisse der Untersuchung von Prothesen- und Verblendkunststoffen unterstreichen die Notwendigkeit einer einwandfreien Materialverarbeitung hinsichtlich Isolierung, Polymerisationsbedingungen, Ausarbeitung und Politur.

BERLAGE/MARXKORS (1969) beschäftigten sich mit der Entstehung einer Hochglanzpolitur auf Kunststoffen.

Beim Bearbeiten von Oberflächen sollen nach JUNG (in EICHNER: z.ä. Werkstoffe und ihre Verarbeitung/1981) schrittweise mindestens folgende Rauhtiefen erreicht werden:

1. Ausarbeiten:	- Grobschleifen	32 µm
	- Feinschleifen	10 µm
2. Polieren:	- Vorpolitur	o,6 µm
	- Hochglanzpolitur	0,25 µm.

Durch Bestimmung der Rauhtiefe mit dem Oberflächenrauhtaster nach FÖRSTER und des Gewichtverlustes durch das Polieren ergab sich, daß die Erzeugung von Hochglanz beim Polieren von Kunststoffen keine seitliche Werkstoffverschiebung darstellen kann, sondern es wird in kleinsten Dimensionen noch Substanz abgetragen.

Traten nachweislich Verschiebungen in der oberflächlichen Schicht auf, so führten sie nicht zum Hochglanz, sondern bewirkten im Gegenteil eine Aufrauhung der hochglänzenden Fläche.
Auch KÖRBER (1960) befasste sich mit der Oberflächenbearbeitung der Kunststoffe. Seine Ergebnisse zeigen, daß die Qualität der Politur im wesentlichen abhängig ist vom vorausgegangenen Schleifverfahren. Optimale Verhältnisse sind nur durch stufenförmiges Schleifen zu erreichen, wobei die Schleifmittel immer feiner werden müssen. Durch die Politur wird die Oberfläche verdichtet, die Ritzhärte steigt und damit der Widerstand gegen Zerkratzen. Ein Unterschied in der Korrosionsanfälligkeit zwischen sachgemäß polierten und unpolierten Kunststoffoberflächen wurde nicht nachgewiesen. Dagegen ist die Zwischensubstanz wesentlich anfälliger gegenüber Lösungsmitteln als die Polymerperlen.

2.6.7 Härte

Die Härte ist der Widerstand, den ein Werkstoff dem Eindringen eines anderen härteren Körpers entgegensetzt. Zur Beurteilung wird die Größe eines mit einer bestimmten Kraft erzeugten Eindrucks ausgemessen. Härte ist also kein physikalisch eindeutig definierter Begriff, da der Meßwert von dem im Werkstoff entstehenden Spannungszustand abhängig ist, der wiederum durch die Art des Prüfverfahrens und die Verfestigungsfähigkeit des Werkstoffes beeinflußt wird.
Es gibt zwei Arten von Härtemessungen, die Eindringverfahren und das Ritzverfahren. Bei den Eindringverfahren können dynamische und statische Verfahren unterschieden werden, wobei zu den letzteren die häufig verwendeten Verfahren nach BRINELL, ROCKWELL und VICKERS gehören.

CHIARINI (1977) führte an verschiedenen Verblendmaterialien Härtemessungen nach BRINELL und ROCKWELL durch. Er stellte dabei bei Kaltpolymerisaten geringere Härtewerte fest als bei Heißpolymerisaten, ebenso einen Härteverlust durch Lagerung in Wasser. Einen signifikanten Unterschied zwischen nach unterschiedlichen Polymerisationsverfahren hergestellten Kunststoffen konnte er nicht nachweisen.
KRONEN (1970) führte Härteprüfungen nach VICKERS mit dem Kleinhärteprüfgerät DURIMET (Leitz) durch und fand eine Abnahme der Härte um ca 2,2 - 2,4 Vickershärtegrade nach dreißigtätiger Lagerung der Kunststoffproben in Wasser gegenüber den trockenen Prüfkörpern.
POHLING (1965) führte einen Härtetest mit dem Kunststoffprüfer 565b (Frank) durch, der nach dem Prinzip einer Stahlkugel unter Last arbeitet. Es ergab sich dabei kein signifikanter Unterschied zwischen vernetzten und unvernetzten Materialien, ebenso zwischen Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverblendungen.
MARX/MÜLLER (1971) beschrieben ein neues Verfahren zur Bestimmung der Vickershärte, bei dem die Größe des erzielten Vickersdiamanteindrucks unter Last durch die plane Basisfläche der Diamantpyramide hindurch unter dem Mikroskop ausgemessen werden kann. Durch diese Methode soll der Fehler, der durch die Elastizität der Kunststoffe entsteht, vermieden werden.
SCHWALB (1973) verwendete dieses Verfahren für die Untersuchung von mit unterschiedlichen Materialien verblendeten Kronen. Dabei ergab sich kein Härteunterschied zwischen nach dem herkömmlichen Stopfpreßverfahren und nach der hydropneumatischen Polymerisation hergestellten Verblendungen. Alle Materialien zeigten einen Härteabfall infolge Naßlagerung.

3. Eigene Untersuchungen

3.1 Material

3.1.1 Verwendete Produkte

An mehreren, derzeit hauptsächlich verwendeten Verblendkunststoffen wurde die Oberflächenqualität untersucht. Dazu wurden Probekörper in der Größte 15 x 15 mm bzw. mit einem Durchmesser von 15 mm hergestellt.
Für die Herstellung der Probekörper wurden folgende Verblendmaterialien verwendet:

1. Biodent K+B 75 (De Trey Wiesbaden)
2. Biodent K+B plus (De Trey Wiesbaden)
3. SR Ivocron PE (Ivoclar Schaan)
4. SR Isosit PE (Ivoclar Schaan)
5. Palaferm Neue Formel (Kulzer Homburg)

Kurze Materialbeschreibung nach Angaben der Hersteller:

1. Biodent K+B 75: ein Kunststoff mit anorganischen Füllstoffen auf Aluminiumsilikatbasis.
2. Biodent K+B plus: ein neuer Dentalwerkstoff, das IPN = Interpenetriertes Polymer-Netzwerk, ein Gemisch ausgewählter Polymere ohne Füllstoff mit hohem Anteil vernetzter Perlen.
3. SR Ivocron PE: ein ungefüllter Kunststoff auf Methylmethacrylatbasis.
4. SR Isosit PE: ein Kunststoff nach der modifizierten BOWEN-Formel ohne Methylmethacrylat mit ultrafeiner pyrolytischer Kieselsäure mit einer Korngröße von 5 - 400 Å (Ca. 20 Volumenprozente).
5. Palaferm Neue Formel: vernetzter Kunststoff mit speziellem Katalysatorsystem.

Für die Materialien 1., 2., 3. werden jeweils drei unterschiedliche Monomerflüssigkeiten für die Heißpolymerisation in der Küvette (N), die Überdruckpolymerisation (S) und die Kaltpolymerisation (K) angeboten.

Material 5. kann für Heißpolymerisation in der Küvette (N) und Kaltpolymerisation (K) verwendet werden. Material 4. nur für Überdruckpolymerisation.

3.1.2 Herstellung der Probekörper

Für jede Kunststoffart wurden bei jedem Polymerisationsverfahren jeweils 8 Probekörper hergestellt, also insgesamt 96. Anmischen und Polymerisation erfolgten nach Angaben der Hersteller.

1. Heißpolymerisate: Biodent K+B plus + Flüssigkeit N
   Biodent K+B 75 + " N
   SR Ivocron PE + " N
   Palaferm N.F. + " heiß

   Dazu wurden genormte Wachsformen (60 x 15 x 1,5 mm) in Gipsküvetten eingebettet. Nach dem Ausbrühen des Wachses folgte die Isolierung mit Isolant (De Trey Wiesbaden), einem Mittel auf Alginatbasis. Anschließend wurde der Kunststoff eingepresst und im Wasserbad polymerisiert. Dazu wurde das Kunststoffpolymerisationsgerät PRAXIPOL (Hager & Werken GmbH, Duisburg) verwendet, bei dem der Polymerisationsvorgang folgendermaßen gesteuert wird:

   In eineinhalb Stunden aufheizen auf 70 ° C,
   fünf Stunden Polymerisation bei 70 ° C,
   in 45 Minuten aufheizen von 70 auf 100 ° C,
   30 Minuten Polymerisation bei 100 ° C.

   Dies ergibt eine Langzeitpolymerisation mit ca. 8 Stunden Polymerisationszeit. Anschließend werden die Küvetten langsam im Wasserbad abgekühlt.

2. Kaltpolymerisate: Biodent K+B plus + Flüssigkeit K
   (Autopolymerisate) Bio-dent K+B 75 + " K
   SR Ivocron PE + " K
   Palaferm N.F. + " kalt.

   Diese wurden ebenso wie die Heißpolymerisate in die isolierte Gipsform gepresst. Die Aushärtung erfolgte im Drucktopf bei 2 atü.

3. Überdruckpolymerisate (hydropneumatische Heißpolymerisation) : Biodent K+B plus + Flüssigkeit S
Biodent K+B 75 + " S
SR Ivocron PE + " D
SR Isosit PE + Vernetzerpaste.

Der angemischte Kunststoff wurde in eine verchromte Stahlmatrize mit Zylinderhohlformen (d = 15 mm, h = 2,5 mm) geschichtet und anschließend im Überdruckpolymerisationsgerät IVOCLAR - IVOMAT/Inkopol (Ivoclar FL, 9494 Schaan) polymerisiert.
Ablauf der Polymerisation bei den verschiedenen Kunststoffsorten:

Biodent K+B plus:	15 min bei 95 ^{o} C, 6 atü
Biodent K+B 75 :	20 min bei 95 ^{o} C, 6 atü
SR Ivocron PE :	12 min bei 120 ^{o} C, 6 atü
SR Isosit PE :	10 min bei 120 ^{o} C, 6 atü.

Die Ausarbeitung aller Probekörper wurde auf die gleiche Art und Weise durchgeführt;
zunächst wurden mit einer Hartmetallfräse Preßfahnen und Überschüsse entfernt, anschließend folgte die Bearbeitung mit Schleifpapier, um eine plane Fläche zu bewahren.
Dann wurde mit Filzkegel, Bürste und Bimsmehl vorpoliert. Die Hochglanzpolitur erfolgte mit einer Leinenschwabbel und Hochglanzpolierpaste (Universalpaste beige für Kunststoff / Renfert Singen).
Die Heißpolymerisate und Kaltpolymerisate wurden anschließend in jeweils 4 Prüfkörper unterteilt. Insgesamt standen damit für die Untersuchung 12 x 8, also 96 Probekörper zur Verfügung.

In den folgenden Ausführungen werden alle Heißpolymerisate, die nach der Küvettentechnik hergestellt wurden, mit N, alle Überdruckpolymerisate mit S und alle Kaltpolymerisate mit K gekennzeichnet.

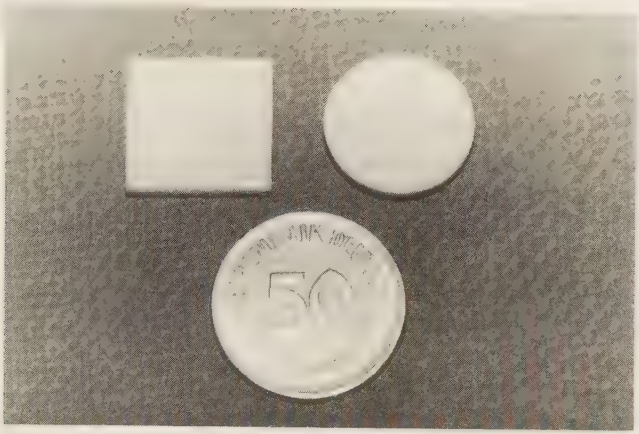


Abb. 1: Kunststoffprobekörper

3.1.3 Getragene Kunststoffverblendungen

Für eine parallel laufende Untersuchung wurden folgende Kunststoffverblendungen von abgenommenen Kronen und Brücken nach mehrjähriger Tragezeit verwendet:

2 Verblendungen nach 5 Jahren Tragezeit
4 Verblendungen nach 10 Jahren Tragezeit
2 Verblendungen nach 14 Jahren Tragezeit
5 Verblendungen nach 15 Jahren Tragezeit
(jeweils vom gleichen Patienten).

3.2. Untersuchungsmethoden

3.2.1. Rauhtiefenmessung

Die Messung der Rauhtiefe wurde mit dem FÖRSTER-Profilograph Typ 5.815 (Institut Dr. Förster, Reutlingen) vorgenommen, einem Meß- und Registriergerät zur Aufzeichnung des Oberflächenprofils und zur direkten Anzeige der praktisch wichtigen Rauhheitsmaße.

Meßvorgang:
Nach Auslösung läuft der gesamte Meßvorgang automatisch ab: Die Werkstückoberfläche wird mit einer Diamantnadel abgetastet, die durch hydraulisch gedämpfte Rückstellung einer gespannten Spiralfeder mit gleichförmiger Geschwindigkeit über die Oberfläche geführt wird. Der Tastnadeldruck beträgt dabei weniger als 0,1 g. In einem elektromagnetischen Wandler wird die Bewegung der Tastnadel in eine elektrische Spannung umgesetzt. Durch eine Registriervorrichtung wird der Profilschrieb aufgezeichnet. Auf einem geeichten Zeiger-Instrument kann unmittelbar die mittlere Rauhtiefe der abgetasteten Strecke nach Beendigung des Meßvorgangs abgelesen werden.

Einstellung des Gerätes:

1. Probekörper	Meßstrecke	10 mm
	Vorschubtaster	0,5 mm/s
	Papiergeschwindigkeit	10 mm/s
	Meßbereich	R_t = 3 μm
	Wellenbegrenzer	0,7 mm

Dies ergibt für die Profilauszeichnung eine 20-fache horizontale und eine 10^4-fache vertikale Vergrößerung.

2. getragene Verblendungen Meßstrecke 4mm
Meßbereich R_t = 30 µm
alle anderen Werte wie bei 1.

Dies ergibt für die Profilaufzeichnung eine 20-fache horizontale und eine 10^3-fache vertikale Vergrößerung.

Bei je fünf Probekörpern eines Kunststoffes wurden je 10 Messungen in einer Richtung durchgeführt, anschliessend weitere 10 Messungen senkrecht zu den ersten.
Auf den Verblendungen wurden an einer geeigneten Stelle jeweils 20 Messungen durchgeführt.
Die Profilkurve wurde aufgezeichnet und die mittlere Rauhtiefe nach Abschluß des Meßvorgangs abgelesen.

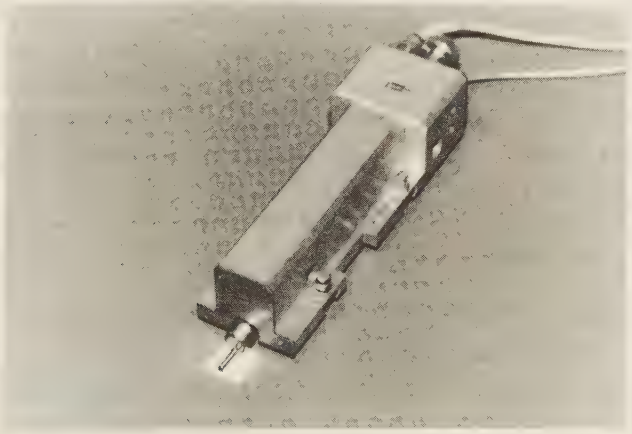


Abb.2: Kunststoffprobekörper unter dem Vorschubtaster des FÖRSTER-Profilograph.

3.2.2 Mikroskopische Untersuchung der Oberfläche

3.2.2.1. Interferenzkontrast

3.2.2.1. Grundprinzip der Interferenzmikroskopie

Streng genommen ist jeder Mikroskopie Interferenzmikroskopie, weil das mikroskopische Bild durch Interferenz des direkten und des am Objekt gebeugten Lichtes entsteht. Unter Interferenzmikroskopie im engeren Sinne versteht man ein mikroskopisches Abbildungsverfahren, bei dem eine vom Objekt unabhängige Aufspaltung und Wiedervereinigung des Strahlenganges erfolgt mit dem Ziel, Phasenobjekte kontrastreich darzustellen. Phasenobjekte erteilen dem Objektstrahl einen Phasenunterschied zum Vergleichsstrahl. Dies ist eine Voraussetzung für die Interferenzmikroskopie. Reine Amplitudenobjekte bewirken keine Phasenverschiebung, sondern eine Amplitudenänderung, also eine Intensitätsänderung des durch das Objekt gefallenen Lichts und sind damit für die Interferenzmikroskopie nicht geeignet.
Die Aufspaltung und Wiedervereinigung von Vergleichs- und Objektstrahl kann auf verschiedene Weise technisch realisiert werden (BEYER 1977).

3.2.2.1.2. Verwendete Interferenzeinrichtung

Für die qualitative Untersuchung der Kunststoffoberflächen wurde die LEITZ-Auflichtinterferenzkontrast^{R}-einrichtung (LEITZ/Wetzlar) benutzt, eine Zusatzeinrichtung für normale Mikroskope.
Hierbei wird nach dem Prinzip von SMITH und NORMANSKI ein WOLLASTON-Prisma (zwei unter einem rechten Winkel zueinander verkittete Kristallprismen) zur Aufspaltung und Wiedervereinigung des Strahls verwendet.
Abb. 3 + 4.

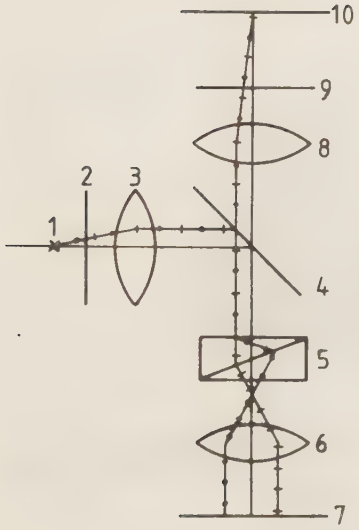


Abb.3: Strahlengang bei der Interferenzanordnung nach NORMANSKI für Auflicht

1 Lichtquelle
2 Polarisator
3 Beleuchtungslinse
4 Planglas
5 WOLLASTON-Prisma
6 Objektiv
7 Objektivebene
8 Tubuslinse
9 Analysator
10 Zwischenbildebene

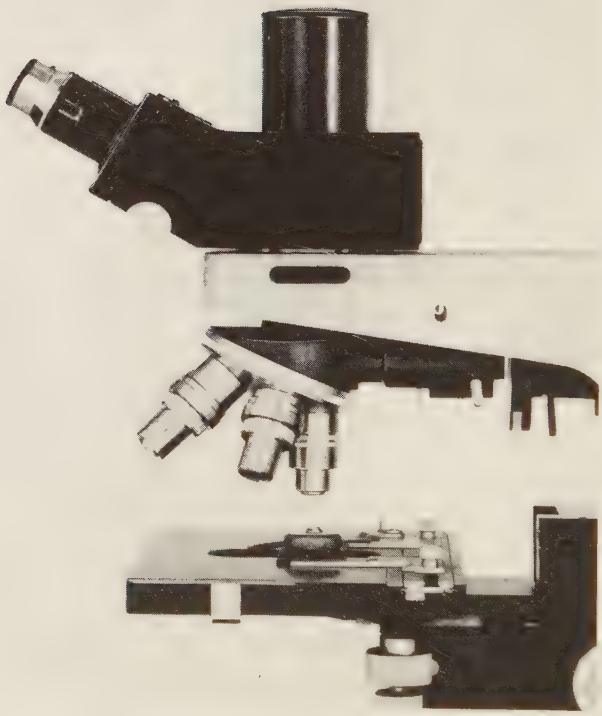


Abb. 4: LEITZ-Auflichtinterferenzkontrasteinrichtung (Werksphoto LEITZ/Wetzlar).

Das Interferenzprinzip nach SMITH und NORMANSKI liefert nur relativ kleine Bildaufspaltungen, so daß es nur für differentiellen Interferenzkontrast verwendet wird. Da die beiden auf das Objekt fallenden Strahlenbündel in der Objekt- und Bildebene einander parallel sind, liefert das Interferenzbild keine Streifen, sondern bewirkt eine bessere Kontrastierung des Objekts.

Erzielte Vergrößerung:	Objektiv	50 x
	Okular	10 x
	Tubusfaktor	1 x

dies ergibt eine 500-fache Gesamtvergrößerung für die Beobachtung.

Die mikroskopischen Bilder der Kunststoffoberflächen wurden fotographiert (verwendeter Film: AGFA ortho 25 professional, Dokumentenfilm).

Die Papierabzüge wurden auf das 18 x der Filmnegative vergrößert. Damit ergibt sich eine 900-fache Vergrösserung der Kunststoffoberfläche auf den Papierbildern.

3.2.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen

3.2.2.2.1 Grundprinzip der Stereomikroskopie

Die Stereomikroskopie setzt die Beobachtung mit beiden Augen voraus. Wegen des Augenabstandes (durchschnittlich 64 mm), ist die Blickrichtung auf einen Gegenstand für jedes Auge unterschiedlich. Es entstehen zwei verschiedene Netzhautbilder, die im Gehirn zu einem räumlichen Gesamteindruck verarbeitet werden.
Nach GREENOUGH (zit. nach BEYER 1977) werden zwei getrennte Tuben mit je einem Objektiv und einem Okular in einem Winkel von 14 - 16 Grad zueinander angebracht. Dieser Winkel entspricht etwa dem Konvergenzwinkel der Augen bei Akkomodation auf einen in der konventionellen Sehweite von 250 mm gelegenen Gegenstand. Dadurch wird die Beobachtung mit beiden Augen ermöglicht.

3.2.2.2.2 Kurze Beschreibung des verwendeten Mikroskops

Für die Darstellung der Kunststoffoberflächen in der Übersicht wurde das Zoom-Stereomikroskop PHOTOMAKROSKOP WILD M 400 (Firma WILD/Herbrugg) verwendet, ein spezielles Instrument für die Makrophotographie.
Vom Makrophotographie spricht man, wenn Vergrößerungen von 1- bis 60-fach erzielt werden.
Dieses Mikroskop hat einen zweistufigen Beobachtungsgang, wobei durch ein Zoom-Objektiv ein Zwischenbild erzeugt wird, das durch die beiden Okulare beobachtet wird. Dadurch wird eine sichere Scharfstellung ermöglicht. Der Photostrahlengang verläuft einstufig, d.h. das Zoom-Objektiv erzeugt direkt die Abbildung auf dem Filmnegativ. Die Photographie des mikroskopischen Bildes wird durch eine Photoautomatik mit elektronischer Steuerung von Verschluß und Filmtransport vereinfacht.
Zur Beleuchtung wurde koaxiales Auflicht verwendet, wodurch Reflexe und Glanzeffekte vermieden und eine gute Kontrastierung des Objekts erreicht wurde.

Erzielte Vergrößerungen:

Zoom-Objektiv	10,2 x
Tubusfaktor	1,25 x
Okular	10 x

Dies ergibt eine ca. 130-fache Vergrößerung für den Beobachtungsstrahlengang.

Die Filmnegative wurden für die Papierabzüge auf das ca. 13-fache vergrößert. Dies ergibt zusammen mit der Vergrößerung durch das Zoom-Objektiv eine ca. 130-fache Vergrößerung der Kunststoffoberfläche auf den Papierbildern.

Verwendeter Film: KODAK EXTACHROM 160
ET 135 - 36

3.2.3 Bestimmung der Härte nach VICKERS

Zur Bestimmung der VICKERS-Härte wird ein Eindruck durch eine Diamantpyramide erzeugt und optisch ausgemessen. Die Grundfläche der Pyramide ist quadratisch, die Spitzenwinkel zwischen den einander gegenüberliegenden Pyramidenflächen betragen jeweils 136 Grad. Die Eindringtiefe entspricht 1/7 der Eindruckdiagonalen.

Formel zur Berechnung der VICKERS-Härte:

$$HV = 189{,}03 \times 10^3 \times \frac{F}{d^2}$$

wenn F = Prüfkraft in Newton (N)

d = Länge der Eindruckdiagonalen in µm

d wird berechnet als Mittelwert der beiden Eindruckdiagonalen:

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2}$$

Ein gegenseitiges Beeinflussen der Eindrücke muß durch genügend Abstand (dreifache Diagonalenlänge) vermieden werden.

Kurzzeichen der VICKERS-Härte (DIN 50133):

Zahlenwert HV Prüfkraft in Newton/Einwirkdauer der Prüfkraft in Sekunden

z.B. 180 HV 49/30: d.h. die VICKERS-Härte beträgt 180 bei einer Prüftkraft von 49 N und einer Einwirkdauer der Prüfkraft von 30 s.

Zur Bestimmung der VICKERS-Härte wurde der LEITZ-Mikrohärteprüfer verwendet.

Kurze Beschreibung des Meßprinzips:

Der automatische Mikrohärteprüfer wird in Verbindung mit dem LEITZ-Auflichtmikroskop eingesetzt.

Die Diamantpyramide wird mittels Druckluft in die Probenoberfläche gedrückt. Die Druckluft wird durch einen automatischen Druckgeber erzeugt. Durch geeichte Prüflasten kann bei diesem die zu erzeugende Prüfkraft von

$$19{,}62 \times 10^{-3} \text{ N bis } 3923{,}0 \times 10^{-3} \text{ N}$$

in Stufen variiert werden. Entsprechend der gewählten Prüfkraft ist eine bestimmte Pumpenlaufzeit vorgeschrieben. Sobald der vorgewählte Druck erreicht ist, schaltet die Pumpe automatisch ab. Dieser Druck wird dann für die eingestellt Belastungszeit (5, 10, 30, 60 s) aufrecht erhalten. Nach deren Ablauf öffnet ein zusätzlicher Motor ein Ventil und der Druck entweicht, der Belastungsvorgang ist beendet.

Praktisches Vorgehen:

1. Objekt mikroskopisch fokussieren
2. Diamantpyramide mittels biegsamer Welle einschwenken
3. Auslösen der Automatik des Druckgebers
4. Nach Ablauf des Belastungsvorgangs Beobachtungsobjektiv einschwenken und die entstandenen Pyramideneindrücke ausmessen.

   Ausmessen der Eindrücke:

   Zuerst muß die Mikroskopvergrößerung mittels eines Objektmikrometers geeicht werden.

   Beim Ausmessen der Diagonalen muß die Strichdicke des Feinmeßokulars eliminiert werden:

3.2.3.1 Eichung des LEITZ-Mikrohärteprüfers

Zur Eichung des Härterprüfers wurde eine Vergleichsplatte für das Härteprüfverfahren nach VICKERS der Staatlichen Materialprüfanstalt Nordrhein-Westfalen (Prüfzeugnis Nr. 43 2007 080-67) verwendet.
Die mittlere Härte der Vergleichsplatte beträgt 571 HV 981,0 x 10^{-3}/30. Zum Vergleich wurden die angegebenen fünf Meßpunkte auf der Vergleichsplatte nachgemessen und daraus die mittlere Härte bestimmt. Diese betrug 530 HV 981,0 x 10^{-3}/30.
Daraus ergibt sich ein Korrekturfaktor von 1,08 für alle mit unserem Gerät bestimmten Härtewerte.

3.2.3.2 Durchführung der Härtemessung

Einstellung des Druckgebers:
Prüfkraft: F = 98,1 x 10^{-3} N
Pumpenlaufzeit: Stellung 2 - mittlere Geschwindigkeit
Belastungszeit: 30 s

Das Mikroskop lieferte eine 500-fache Gesamtvergrößerung. Beobachtet wurden die Eindrücke mittels des Phasenkontrastverfahrens.
Pro Kunststoffprobekörper wurden 5 Härteeindrücke gesetzt und jede der beiden Diagonalen dreimal ausgemessen. Der Mittelwert der drei Messungen ergibt die Länge der Einzeldiagonalen zur Berechnung der Diagonalen.

Ungefähre Lage der Härteeindrücke:

3.3. Ergebnisse

3.3.1 Rauhtiefenmessung

Die aufgezeichneten Profilschriebe zeigen deutlich den Unterschied in der Rauhigkeit der Materialien (Abb.5, 6).

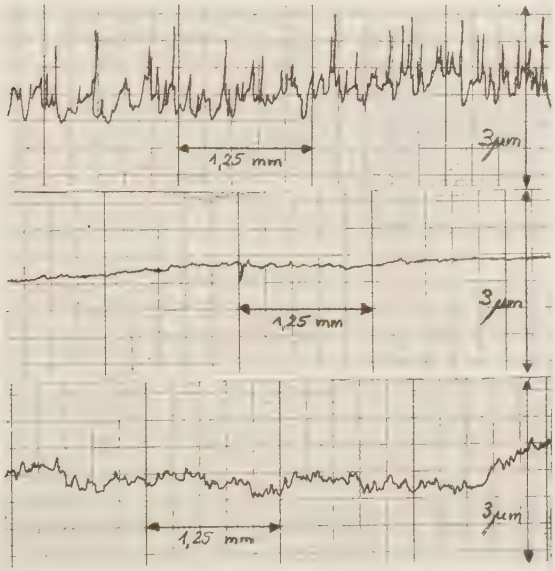


Abb. 5: Einige Beispiele der Profilaufzeichnungen der Probekörper bei 20-facher horizontaler und 10^4-facher vertikaler Vergrößerung.

a) Biodent K+B 75 N zeigt die größte Rauhtiefe

b) SR Isosit PE S mit guter Oberflächenqualität

c) SR Ivocron PE K mit gleichmäßig verteilter Rauhtiefe.

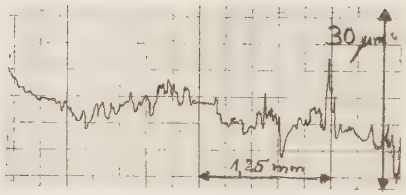


Abb. 6: Beispiel eines Profilschriebs der Oberfläche der getragenen Verblendungen bei 20-facher horizontaler und 10^3-facher vertikaler Vergrößerung (Beachte: 10-facher Meßbereich wie bei Abb. 5!).
Neben der sehr viel größeren Rauhtiefe fällt im Vergleich zu Abb. 5 die unregelmäßige Verteilung der einzelnen Ausschläge auf.

Die ermittelten mittleren Rauhtiefen finden sich in den Tabellen 1 - 7, die graphischen Darstellungen in Abb. 7, 8.

Verwendete Abkürzungen in Tab. 1 - 7:

$\bar{R}_{t1}$ = arithmetischer Mittelwert aus 10 Messungen

$\bar{R}_{t2}$ = arithmetischer Mittelwert aus 10 Messungen in senkrechter Richtung

$\bar{R}_{t}$ = arithmetischer Mittelwert aus allen 20 Messungen eines Probekörpers

$\bar{R}_{t\ gesamt}$ = arithmetischer Mittelwert aus allen 100 Messungen für eine Kunststoffart.

Einheit von R_t: μm

s = Standardabweichung

Pk = Probekörper.

Tab. 1: SR Isosit PE S

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,31	0,0381	0,20	0,0225	0,25	0,0646
2.Pk	0,37	0,0805	0,18	0,0195	0,27	0,1151
3.Pk	0,38	0,0803	0,20	0,0213	0,29	0,1095
4.Pk	0,36	0,0504	0,21	0,0354	0,28	0,0856
5.Pk	0,24	0,0645	0,17	0,0522	0,20	0,0666

Tab. 2: Biodent K+B plus

a) Biodent K+B plus N

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,21	0,0782	0,15	0,0862	0,18	0,0849
2.Pk	0,46	0,0740	0,27	0,0292	0,36	0,1136
3.Pk	0,36	0,1032	0,31	0,1522	0,33	0,1290
4.Pk	0,25	0,1406	0,13	0,0322	0,19	0,1163
5.Pk	0,25	0,1132	0,23	0,0536	0,24	0,0866

b) Biodent K+B plus S

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,49	0,2293	0,56	0,0680	0,52	0,1688
2.Pk	0,36	0,0519	0,61	0,1098	0,49	0,1544
3.Pk	0,24	0,0770	0,21	0,0306	0,23	0,0583
4.Pk	0,33	0,0540	0,52	0,0591	0,42	0,1102
5.Pk	0,46	0,1259	0,28	0,0269	0,37	0,1269

c) Biodent K+B plus K

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,46	0,1113	0,47	0,0674	0,47	0,0898
2.Pk	0,47	0,1311	0,35	0,0686	0,42	0,1264
3.Pk	0,96	0,1591	0,42	0,1145	0,69	0,3100
4.Pk	0,63	0,1384	0,37	0,0442	0,50	0,1679
5.Pk	0,62	0,1219	0,34	0,0748	0,48	0,1763

Tab. 3: Biodent K+B 75

a) Biodent K+B 75 N

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	1,86	0,2532	2,43	0,2976	2,15	0,3961
2.Pk	1,48	0,1190	1,39	0,1759	1,43	0,1538
3.Pk	1,32	0,1356	1,33	0,1436	1,32	0,1360
4.Pk	1,63	0,1679	1,37	0,2158	1,50	0,2289
5.Pk	1,44	0,1978	1,69	0,1673	1,56	0,2187

b) Biodent K+B 75 S

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	1,97	0,0967	1,83	0,1623	1,90	0,1485
2.Pk	1,19	0,1320	1,82	0,1223	1,50	0,3456
3.Pk	0,83	0,1206	0,72	0,1156	0,77	0,1263
4.Pk	1,26	0,1072	2,04	0,2696	1,65	0,4499
5.Pk	1,39	0,1810	0,92	0,1030	1,16	0,2787

c) Biodent K+B 75 K

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,98	0,1408	1,02	0,1633	1,00	0,1498
2.Pk	0,91	0,1969	1,02	0,1692	0,97	0,1878
3.Pk	0,82	0,0617	1,30	0,1013	1,06	0,2575
4.Pk	1,00	0,0760	1,09	0,1666	1,04	0,1350
5.Pk	0,97	0,0665	1,03	0,0772	1,00	0,0779

Tab. 4: SR Ivocron PE

a) SR Ivocron PE N

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_t$	s
1.Pk	0,11	0,0228	0,46	0,0624	0,29	0,1848
2.Pk	0,44	0,0351	0,20	0,0333	0,32	0,1280
3.Pk	0,28	0,0602	0,11	0,0303	0,19	0,0988
4.Pk	0,18	0,0295	0,11	0,0129	0,15	0,0431
5.Pk	0,31	0,1108	0,40	0,0833	0,35	0,1047

b) SR Ivocron PE S

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_t$	s
1.Pk	0,29	0,0543	0,20	0,0488	0,25	0,0689
2.Pk	0,54	0,0472	0,51	0,0461	0,52	0,0482
3.Pk	0,26	0,0640	0,28	0,0387	0,27	0,0527
4.Pk	0,35	0,1051	0,33	0,0877	0,34	0,0947
5.Pk	0,25	0,0862	0,79	0,1312	0,52	0,2997

c) SR Ivocron PE K

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_t$	s
1.Pk	o,42	0,0291	0,30	0,0448	0,36	0,0686
2.Pk	0,31	0,0450	0,37	0,0687	0,34	0,0651
3.Pk	0,40	0,0579	1,12	0,1408	0,76	0,3844
4.Pk	0,54	0,2532	0,91	0,0642	0,72	0,2614
5.Pk	0,36	0,0599	0,59	0,0519	0,48	0,1267

Tab. 5: Palaferm Neue Formel

a) Palaferm Neue Formel N

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,47	0,2010	0,39	0,0558	0,43	0,1506
2.Pk	0,81	0,3236	0,56	0,0739	0,68	0,2633
3.Pk	0,86	0,0499	0,80	0,4297	0,83	0,2993
4.Pk	0,35	0,0809	0,63	0,2957	0,49	0,2544
5.Pk	0,73	0,2774	0,31	0,1398	0,52	0,3057

b) Palaferm Neue Formel K

	$\bar{R}_{t1}$	s	$\bar{R}_{t2}$	s	$\bar{R}_{t}$	s
1.Pk	0,52	0,2662	0,68	0,2867	0,60	0,2816
2.Pk	0,63	0,1312	0,44	0,1697	0,53	0,1763
3.Pk	0,32	0,0347	0,43	0,0633	0,37	0,0714
4.Pk	0,64	0,1417	0,41	0,0924	0,53	0,1679
5.Pk	0,56	0,1208	0,61	0,1179	0,58	0,2521

Tab. 6: mittlere Rauhtiefen der einzelnen Kunstoffarten

	$\bar{R}_{t\ ges}$	s	Δx	x
Biodent K+B plus N	0,26	0,1238	0,01	3,9 %
Biodent K+B plus S	0,41	0,1646	0,02	4,9 %
Biodent K+B plus K	0,51	0,2072	0,02	3,9 %
Biodent K+B 75 N	1,59	0,3761	0,04	2,5 %
Biodent K+B 75 S	1,40	0,4901	0,05	3,6 %
Biodent K+B 75 K	1,01	0,1722	0,02	2,0 %
SR Ivocron PE N	0,26	0,1420	0,01	3,9 %
SR Ivocron PE S	0,38	0,1883	0,02	5,3 %
SR Ivocron PE K	0,53	0,2801	0,03	5,7 %
SR Isosit PE S	0,26	0,0946	0,01	3,9 %
Palaferm N.F. N	0,59	o,2938	0,03	5,1 %
Palaferm N.F. K	0,52	0,2152	0,02	3,9 %

$\bar{R}_{t\ ges}$ = Arithmetischer Mittelwert aus allen 100 Messungen für einen Kunststoff

s = Standardabweichung

Δx = mittlerer Fehler des Mittelwerts

x = relativer Fehler des Mittelwerts

Tab. 7: mittlere Rauhtiefen der getragenen Verblendungen

	$\bar{R}_{t\ ges}$	s	Δx	x
5-jährige Verblendung				
1.	5,7	1,4069	0,3	5,3 %
10-jährige Verblendungen				
1.	8,5	1,4643	0,3	3,5 %
2.	10,8	2,5341	0,6	5,6 %
3.	11,0	3,0672	0,7	6,4 %
4.	10,1	2,4515	0,5	5,0 %
14-jährige Verblendungen				
1.	9,2	3,6907	0,8	8,7 %
2.	21,6	2,1228	0,5	2,3 %
15-jährige Verblendungen				
1.	15,2	1,7159	0,4	2,6 %
2.	11,4	1,7667	0,4	3,5 %
3.	17,3	4,7621	1,1	6,4 %
4.	17,3	5,2523	1,2	6,9 %

$\bar{R}_{t\ ges}$ = arithmetischer Mittelwert aus 20 Messungen einer Verblendung

s = Standardabweichung

Δx = mittlerer Fehler des Mittelwerts

x = relativer Fehler des Mittelwerts

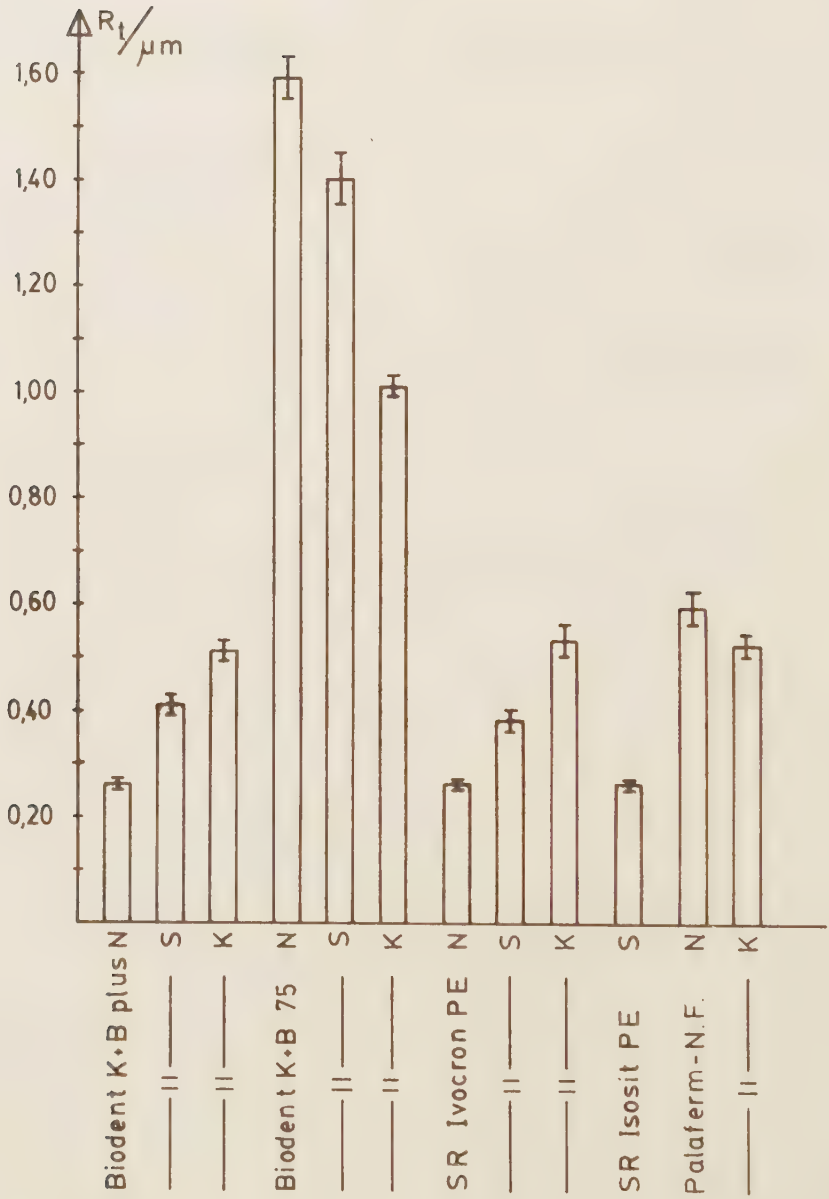

R_t/µm
1,60
1,40
1,20
1,00
0,80
0,60
0,40
0,20
N
S
K
Biodent K•B plus
Biodent K•B 75
SR Ivocron PE
SR Isosit PE
Palaferm-N.F.
"

Abb. 7

Abb.7: mittlere Rauhtiefen der einzelnen Kunststoffsorten

R_t = mittlere Rauhtiefe einer Kunststoffsorte
Δx = mittlerer Fehler des Mittelwerts
N = Heißpolymerisat
S = Überdruckpolymerisat
K = Kaltpolymerisat

Die beiden Heißpolymerisate Biodent K+B plus N und SR Ivocron PEN sowie das Überdruckpolymerisat SR Isosit PE genügen dem von JUNG geforderten Wert für die Hochglanzpolitur.
Die größte Rauhtiefe zeigt Biodent K+B 75, der Kunststoff mit anorganischen Füllstoffen auf Aluminiumsilikatbasis.

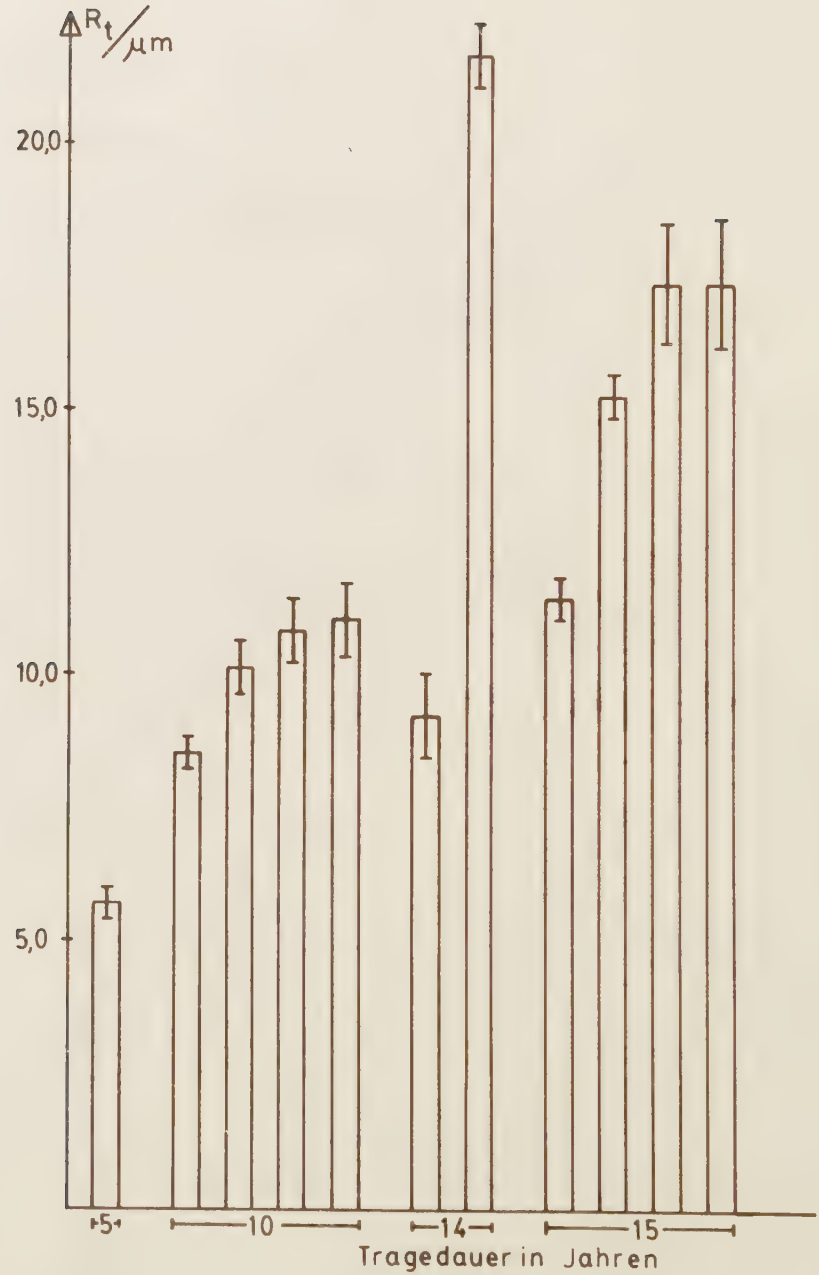


Abb. 8

Abb. 8: Mittlere Rauhtiefen der getragenen Verblendungen

R_t = mittlere Rauhtiefe

Δx = mittlerer Fehler des Mittelwerts

Die Rauhtiefe nimmt parallel mit der Tragezeit zu.

Zum Vergleich der Mittelwerte wurde der t-Test oder Student-Test verwendet. Dieser liefert ein statistisch signifikantes Ergebnis, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner oder gleich 5 % ist.
Der Vergleich der Mittelwerte aus den je 10 zueinander senkrechten Messungen für einen Kunststoffprobekörper ergab für 65 % einen statistisch signifikanten Unterschied, für 35 % war der Unterschied nicht signifikant. Innerhalb einer Kunststoffsorte unterscheiden sich die mittleren Rauhtiefen von Heiß-, Überdruck- und Kaltpolymerisat alle statistisch signifikant.
Bei den Kunststoffen Biodent K+B plus und SR Ivocron PE haben die Heißpolymerisate die geringste, die Kaltpolymerisate die höchste Rauhtiefe. Umgekehrt liegen die Verhältnisse bei Biodent K+B 75; hier hat das Heißpolymerisat die höchste Rauhtiefe und das Kaltpolymerisat die niedrigste.
Lediglich bei Palaferm-Neue Formel besteht kein signifikanter Unterschied in der Rauhtiefe zwischen Heiß- und Kaltpolymerisat.
In der Gruppe der Heißpolymerisate zeigen die mittleren Rauhtiefen von Biodent K+B 75 N und Palaterm-Neue Formel N einen signifikant höheren Wert als die Rauhtiefen von Biodent K+B plus N und SR Ivocron PE N.
Die Mittelwerte der Überdruckpolymerisate besitzen untereinander alle einen statistisch signifikanten Unterschied. Die geringste Rauhtiefe hat SR Isosit mit 0,26 µm, dann folgen SR Ivocron PE S (0,38 µm) und Biodent K+B plus S (0,41 µm). Die höchste Rauhtiefe zeigt auch hier Biodent K+B 75 S (1,40 µm).
Ebenso ist bei den Kaltpolymerisaten die mittlere Rauhtiefe von Biodent K+B 75 K signifikant höher als beim Rest der Gruppe.
Bei den getragenen Verblendungen unterscheiden sich innerhalb einer Gruppe mit gleichlanger Tragezeit der jeweils niedrigste und höchste Mittelwert statistisch signifikant.

Der Vergleich der gemeinsamen Rauhtiefenmittelwerte der Verblendungen mit gleichlanger Tragezeit untereinander ergibt jeweils einen statistisch signifikanten Unterschied der einzelnen Gruppen. Nur die Gruppe der Verblendungen mit 14 Jahren Tragezeit unterscheidet sich nicht signifikant von der Gruppe der Verblendungen mit 15 Jahren Tragezeit.
Trotzdem wird deutlich, daß die mittlere Rauhtiefe mit der Tragezeit zunimmt.

3.3.2 Mikroskopische Untersuchung der Oberfläche

3.3.2.1 Interferenzkontrastaufnahmen

Beim Vergleich der Oberflächen der Kunststoffprobekörper zeigen die Heißpolymerisate SR Ivocron PE (Abb. 11a), Biodent K+B plus (Abb. 9a) und das Überdruckpolymerisat SR Isosit PE (Abb. 13) eine recht homogene Oberfläche, jedoch auch mit Bearbeitungsspuren, einzelnen Kratzern und kleinen Zentren gestörter Polymerisaten (Abb. 11a, untere Bildhälfte). Diese sind bei den Überdruckpolymerisaten SR Ivocron PE (Abb. 11b) und Biodent K+B plus (Abb. 9b) im Vergleich zu den Heißpolymerisaten etwas stärker ausgeprägt. Beim Überdruckpolymerisat Biodent K+B plus (Abb. 9b) können einzelne Polymerperlen abgegrenzt werden. Hier ist die Verbindung zwischen Polymerperlen und interpolymerer Substanz nicht so innig als beim Heißpolymerisat.
Bei allen Kaltpolymerisaten fallen die abgegrenzten, bei der Bearbeitung angeschliffenen Polymerperlen in Form von runden Scheiben auf. Diese sind bei Palaferm-Neue Formel K am deutlichsten abgegrenzt (abb. 12b). Bemerkenswert ist hierbei, daß ein Teil der Polymerperlen im Zentrum eine ebenfalls kreisrunde Porosität aufweist (Abb. 12b, 11c untere Bildhälfte, Abb. 9c links oben im Bild).

Der Kunststoff Biodent K+B 75 (Abb. 10) enthält Füllkörper auf Aluminiumsilikatbasis. Diese ragen wie Steinbrocken aus dem Oberflächenniveau des Kunststoffes heraus und vergrößern die Rauhigkeit des Kunststoffes beachtlich, wie die Rauhtiefenmessung zeigt.
Während die Füllkörper bei dem Heißpolymerisat (Abb.10a) am stärksten herausragen, sind sie beim Überdruck-Polymerisat (Abb. 10b) stärker in den Kunststoff eingebettet.

Beim Kaltpolymerisat (Abb. 10c) liegen die Füllkörper nur in der interpolymeren Substanz, die Polymerperlen selbst enthalten keine Füllkörper.
Das Heißpolymerisat Palaferm-Neue Formel (Abb. 12a) hat zwar ebenfalls eine recht homogene Oberfläche, doch zeigen sich hier stärkere Bearbeitungsspuren.

Auf den getragenen Verblendungen zeigen sich stärkere Schleifspuren (Abb. 14a), die zum Teil alle in eine Richtung verlaufen, Porositäten (Abb. 14d), Auflagerungen (Abb. 14b), sowie ein lammellenförmiges Abschilfern der oberflächlichen Schichten (Abb. 14c).
An zahlreichen Stellen der Verblendungen fand sich ein völliger Strukturverlust des Kunststoffes, bedingt durch Auflagerungen und Abbauvorgänge.

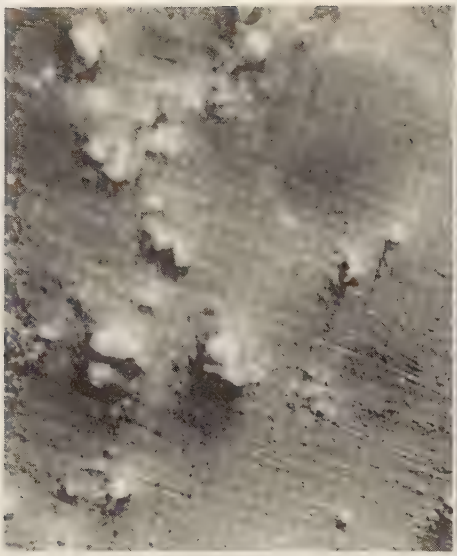
a) b)

c)

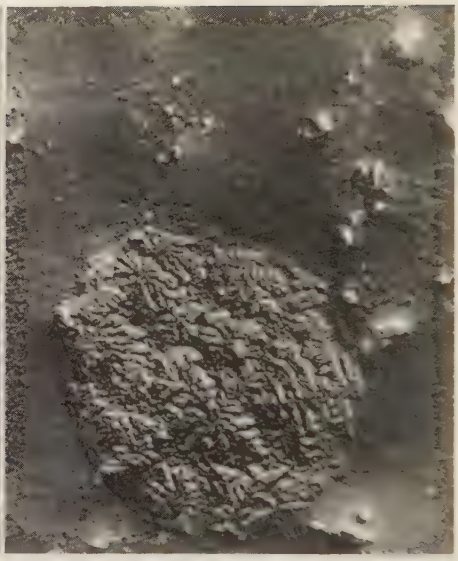
Abb. 9:
polierte Oberfläche von Biodent K+B plus (900-f. Vergrößerung).

a) Heißpolymerisat
b) Überdruckpolymerisat
c) Kaltpolymerisat.

Die homogenste Oberfläche zeigt a), bei b) zeigen sich deutlichere Bearbeitungsspuren. Bei c) links oben im Bild eine angeschliffene Polymerperle mit Porosität im Zentrum. Unten im Bild eine deutliche Kratzspur.



a)



b)

c)

Abb. 10:

Polierte Oberfläche von Biodent K+B 75 (900-f. Vergrößerung)

a) Heißpolymerisat
b) Überdruckpolymerisat
c) Kaltpolymerisat.

Am deutlichsten ragen die anorganischen Füllkörper beim Heißpolymerisat a) aus der Kunststoffoberfläche.
Die untere Bildhälfte in b) zeigt ein Zentrum gestörter Polymerisation.
c) zeigt die Lokalisation der Füllkörper in der interpolymeren Substanz.

a)

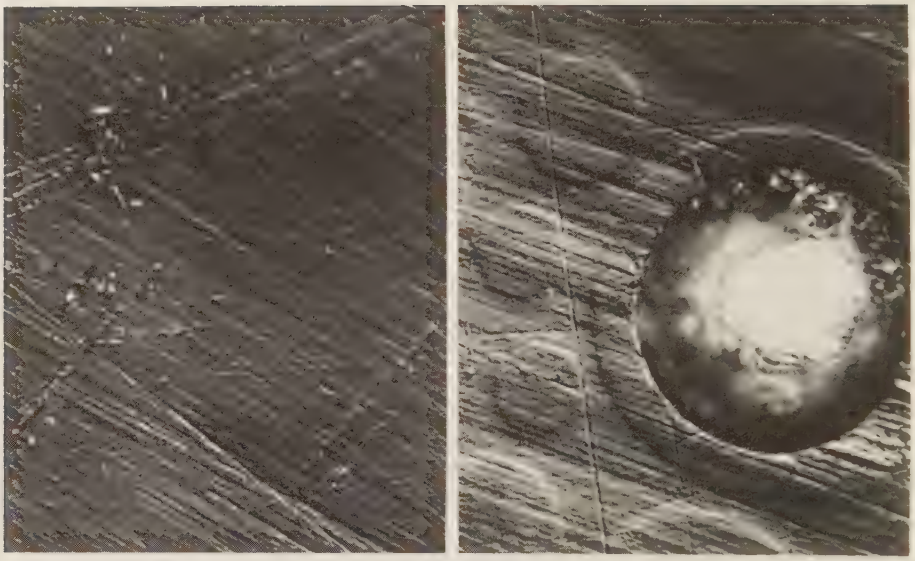
b)

c)

Abb.11:
Polierte Oberfläche von SR Ivocron PE (900-f. Vergrößerung.

a) Heißpolymerisat
b) Überdruckpolymerisat
c) Kaltpolymerisat.

a) und b) Bearbeitungs-spuren, bei c) stärker ausgeprägt. Linke untere Bildhälfte in c) zeigt eine große angeschliffene Polymerperle mit zentraler Inhomogenität.



a) b)

Abb.12:
Polierte Oberfläche von Palaferm-Neue Formel (900-f.Vergrößerung)

a) Heißpolymerisat
b) Kaltpolymerisat.

a) zeigt deutliche Bearbeitungsspuren in einer Richtung von einzelnen Kratzern überlagert.

In b) deutlich abgegrenzte Polymerperlen, auffalend große Polymerperle in Bildmitte mit zentraler Inhomogenität.

Abb. 13:
Polierte Oberfläche von SR Isosit PE S (900-f.Vergrösserung). Homogene Oberfläche, lediglich Bearbeitungsspuren.

Abb. 14: Oberfläche der Kunststoffverblendungen nach mehrjähriger Tragezeit (900-f. Vergrößerung).
a) zeigt Schleifspuren in eine Richtung, b) Auflagerungen,
c) lamellenförmiges Abschilfern der oberflächlichen Schichten,
d) Stelle mit starker Porosität.

3.3.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen

Die stereomikroskopischen Aufnahmen vermitteln eine räumliche Vorstellung der Kunststoffoberflächen. Deutlich zeigen sich die Bearbeitungsspuren in Form von in einer Richtung verlaufenden Schleifspuren (Abb. 17b). Diese sind im Vergleich von Heiß- und überdruckpolymerisat einer Kunststoffgruppe beim Überdruckpolymerisat etwas deutlicher ausgeprägt (vgl. Abb. 17a und b).
Ebenso können die Füllkörper von Biodent K+B 75 (Abb.15) und die Polymerperlen der Kaltpolymerisate hervorgehoben werden. Die deutlichste Abgrenzung von Polymerperlen und interpolymerer Substanz findet man bei Palaferm-Neue Formel K (Abb. 16). Die Kratzer und Porositäten werden bei diesem Verfahren als Vertiefungen schwarz dargestellt. Zur ungefähren Orientierung wurde die Anzahl der Porositäten der Kunststoffprobekörper pro Aufnahme, die der gleichen Flächeneinheit entspricht, bestimmt (Tab. 8, Abb. 19). Hierbei zeigen alle Kunststoffe eine Zunahme der Porositäten vom Heiß- zum Überdruck- und Kaltpolymerisat. Die geringste Anzahl an Porositäten findet sich bei SR Ivocron und SR Isosit PE S.

Die getragenen Verblendungen zeigen stellenweise eine sehr viel größere Porosität als die Probekörper (Abb. 18a). Neben Schleifspuren und Kratzern finden sich Auflagerungen, die die Struktur des Kunststoffes völlig überdecken (Abb. 18 b).

Abb. 15

Polierte Oberfläche von Biodent K+B 75 N (130-f. Vergrößerung).

Die stereomikroskopische Aufnahme zeigt neben den Füllkörpern einzelne Kratzer und Porositäten.

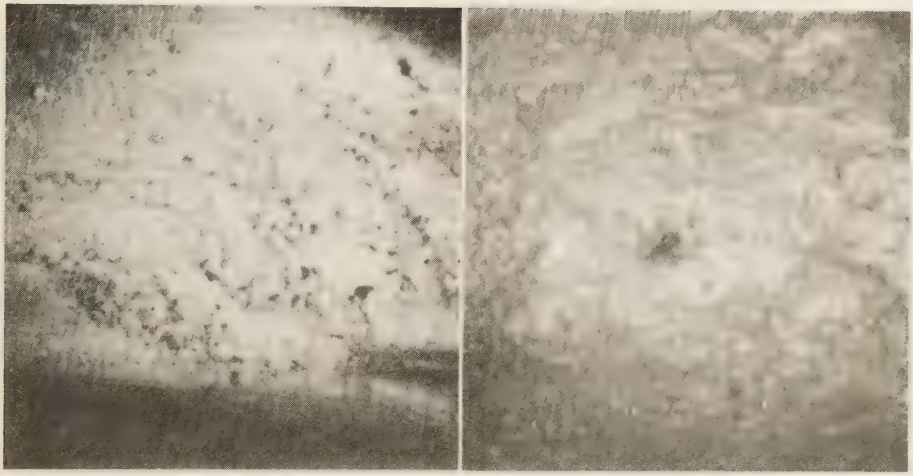
Abb. 16

Polierte Oberfläche von Palaferm-Neue Formel K (130-f. Vergrößerung).

Deutlich abgegrenzte Polymerperlen, die bei dieser Vergrößerung deutlich Größenunterschiede zeigen. In der unteren Bildhälfte eine Polymerperle mit zentraler, kreisrunder Porosität.

a) b)

Abb. 1:
Polierte Oberfläche von SR Ivocap HS
(130-f. Vergrößerung).
a) Heißpolymerisat
b) Überdruckpolymerisat.
Das Heißpolymerisat a) zeigt deutlich weniger Bearbeitungsspuren und Porositäten als das Überdruckpolymerisat b).



a) b)

Abb. 18:
Oberfläche der Kunststoffverblendungen nach mehrjähriger Tragezeit.
a) zeigt zahlreiche Porositäten und Schleifspuren,
b) den völligen Strukturverlust der Kunststoffoberfläche durch Auflagerungen.

Tab. 8: Anzahl der Porositäten der Kunststoffprobekörper

	Kunststoffart	Anzahl der Porositäten auf der gleichen Flächeneinheit
1	Biodent K+B 75 N	20
2	Biodent K+B 75 S	30
3	Biodent K+B 75 K	45
4	Biodent K+B plus N	23
5	Biodent K+B plus S	42
6	Biodent K+B plus K	42
7	SR Ivocron PE N	8
8	SR Ivocron PE S	17
9	SR Ivocron PE K	18
10	SR Isosit PE S	14
11	Palaferm-Neue Formel N	24
12	Palaferm-Neue Formel K	50

Abb. 19: Anzahl der Porositäten der Kunststoffprobekörper

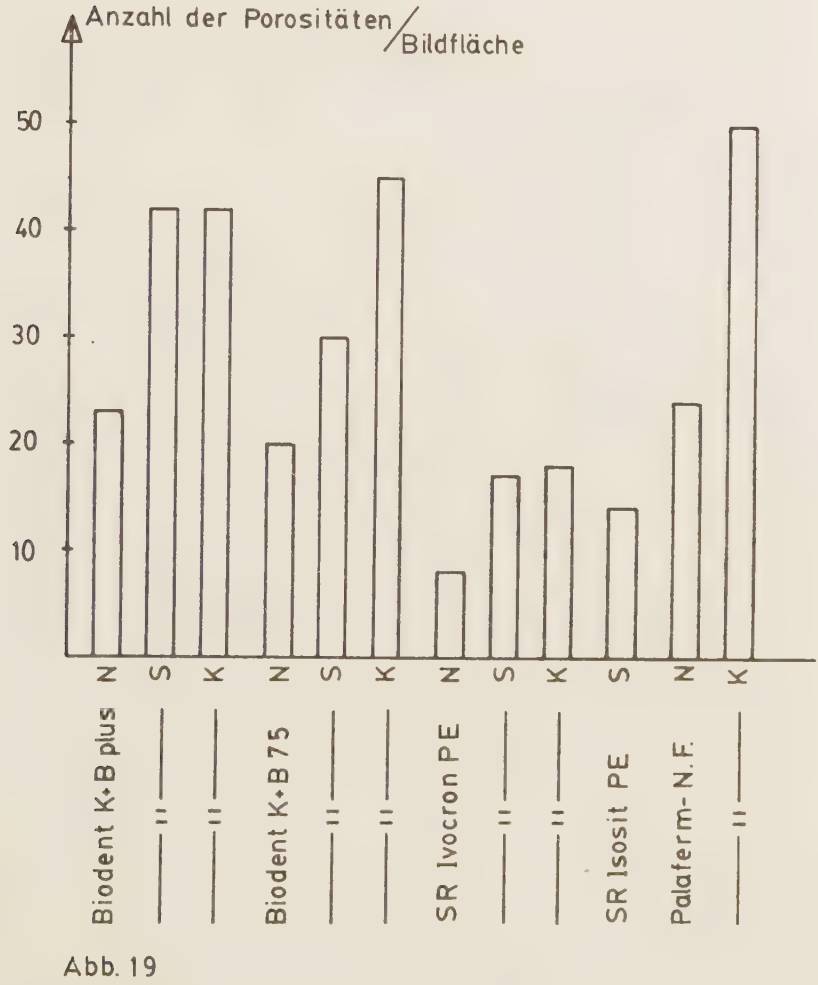


Abb. 19

Die geringste Anzahl an Porositäten zeigt das Heißpolymerisat SR Ivocron PE N. Innerhalb einer Kunststoffsorte nimmt die Porosität vom Heißpolymerisat über das Überdruckpolymerisat zum Kaltpolymerisat zu. Die höchste Porosität hat Palaferm-Neue Formel K.

3.3.3 Härteprüfung

Die einzelnen ermittelten Härtemeßwerte finden sich in Tab. 8, die mittlere Oberflächenhärte einer Kunststoffart gibt Tab. 9 wieder. Eine graphische Darstellung der mittleren Härtewerte zeigt Abb. 20.

Tab. 8: einzelne Härtemeßwerte

	einzelne Härtemeßwerte (HV 98,1 x 10^{-3}/30)				
	1.	2.	3.	4.	5.
Biodent K+B plus N	22,1	21,3	21,1	21,8	20,8
" S	20,2	19,7	20,2	20,0	20,0
" K	17,9	19,4	18,5	18,9	18,6
Biodent K+B 75 N	33,0	24,6	25,2	23,2	24,2
" S	21,3	20,7	22,7	19,4	22,4
" K	19,0	21,3	19,0	17,6	18,6
SR Ivocron PE N	22,1	22,6	21,8	21,3	22,2
" S	22,7	20,4	22,9	22,7	21,7
" K	20,1	20,6	19,3	22,1	20,4
SR Isosit PE S	30,1	30,1	33,6	32,6	30,6
Palaferm-N.F. N	21,5	19,8	21,3	20,1	20,1
" K	19,4	20,3	18,5	19,7	19,1

Tab. 9: mittlere Oberflächenhärte einer Kunststoffart

	$\overline{HV}$ 98,1x10^{-3}/30	s	Δx	x
Biodent K+B plus N	21,4	0,5263	0,2	0,9 %
" S	20,0	0,2049	0,09	0,5 %
" K	18,6	0,6066	0,3	1,6 %
Biodent K+B 75 N	26,0	3,9583	1,8	6,9 %
" S	21,3	1,3360	0,6	2,8 %
" K	19,1	1,3565	0,6	3,1 %
SR Ivocron PE N	22,0	0,4848	0,2	0,9 %
" S	22,1	1,0498	0,5	2,3 %
" K	20,5	1,0223	0,5	2,4 %
SR Isosit S	31,3	1,6471	o,7	2,2 %
Palaferm-N.F. N	20,6	0,7797	0,3	1,5 %
Palaferm-N.F. K	19,4	0,6708	0,3	1,6 %

Erläuterungen zu Tab. 9:

$\overline{HV}$ 98,1 x 10^{-3}/30 VICKERS-Härte bei einer Prüfkraft von 98,1 x 10^{-3} und einer Einwirkdauer von 30 s.

s = Standardabweichung

Δx = mittlerer Fehler des Mittelwerts

x = relativer Fehler des Mittelwerts

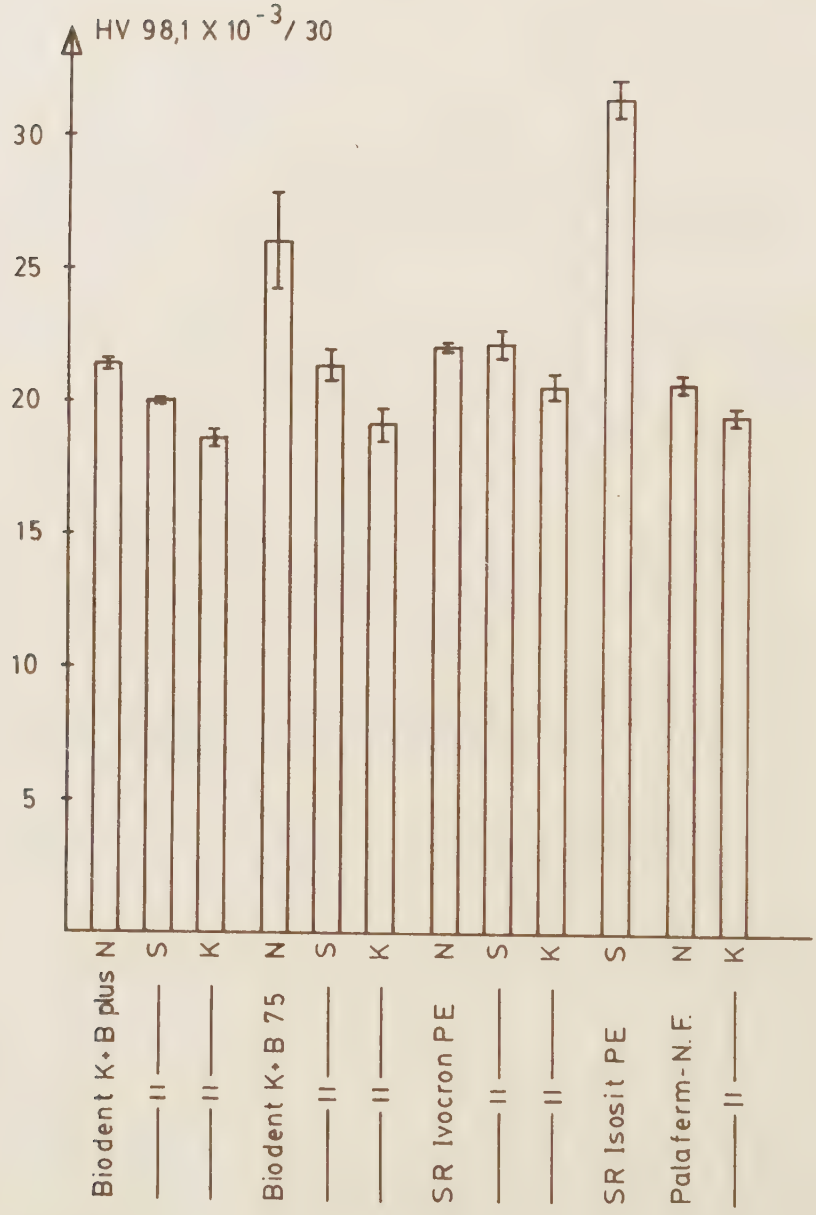

HV 98,1 X 10⁻³ / 30
30
25
20
15
10
5
N
S
K
Biodent K+B plus
Biodent K+B 75
SR Ivocron PE
SR Isosit PE
Palaferm-N.F.
"

Abb. 20

Abb.: 20 Graphische Darstellung der mittleren Härtewerte

Abkürzungen siehe Erläuterungen zu Tab. 9.

I = Standardabweichung.

Die größte Oberflächenhärte hat das Überdruckpolymerisat SR Isosit PE S.

Der t-Test liefert jeweils einen statistisch signifikanten Unterschied für die mittleren Härtewerte von Heiß-, Überdruck- und Kaltpolymerisat einer Kunststoffgruppe. Lediglich bei SR Ivocron PE besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Heiß- und Überdruckpolymerisat.
Die größte Härte hat jeweils das Heißpolymerisat, die niedrigste das Kaltpolymerisat.
In der Gruppe der Heißpolymerisate hat Palaferm-Neue Formel N einen signifikant niedrigeren Härtewert als die anderen Heißpolymerisate. Den höchsten Wert in dieser Gruppe hat Biodent K+B 75 N.
Bei den Überdruckpolymerisaten zeigt SR Isosit PE S eine signifikant größere Härte als der Rest der Gruppe.

Innerhalt den Kaltpolymerisaten besteht nur ein signifikanter Härteunterschied zwischen Biodent K+B plus K und SR Ivocron PE K, also zwischen dem niedrigsten und höchsten Wert, während sich der Rest der Gruppe nicht signifikant unterscheidet.

3.4 Diskussion

3.4.1 Rauhtiefenmessung

Die bei der Rauhtiefenmessung der Kunststoffprobekörper ermittelten Werte bewegen sich im Bereich um 1 µm.
Die geringsten Rauhtiefen haben Biodent K+B plus N, SR Ivocron PE N und SR Isosit PE S mit 0,26 µm.
Diese Kunststoffe genügen dem von JUNG (in EICHNER 1981) angegebenen Wert für die Hochglanzpolitur, zumindest nach der Herstellung.
Die größte Rauhtiefe zeigt der Kunststoff Biodent K+B 75 mit Werten über 1 µm und erreicht damit nicht einmal den von JUNG geforderten Wert von 0,6 µm für die Vorpolitur. Auch CHIARINI (1977), der diesen Kunststoff ebenfalls in seine Untersuchungen einbezogen hatte, gab an, daß er nur auf Glanz, nicht aber auf Hochglanz polierbar sei.

Trotz der relativ großen Standardabweichungen ergaben sich signifikante Ergebnisse, weil die Anzahl der durchgeführten Messungen genügend groß war. Der Vergleich der Mittelwerte aus den je 10 zueinander senkrechten Messungen für einen Kunststoffprobekörper ergab für 65 % einen statistisch signifikanten Unterschied, in der einen Richtung war die Rauhigkeit größer als in der senkrecht dazu.
Daraus folgt, daß die mittlere Rauhtiefe von der Politurrichtung abhängt. Bei 35 % der Probekörper, deren Mittelwerte sich nicht unterscheiden, ist also keine Richtungsabhängigkeit vorhanden. Hier wurde die Richtung bei der Politur wahrscheinlich oft genug gewechselt.
Diese Tatsache unterstreicht die Forderung, bei der praktischen Verarbeitung der Kunststoffe die Schleif- und Polierrichtung oft genug zu wechseln.
Die Kunststoffe mit den geringsten Rauhtiefen genügen voll der Hochglanzpolitur, aber auch die beiden Überdruckpolymerisate Biodent K+B plus S und SR Ivocron PE S sind noch ausreichend polierbar.

Wie lange allerdings diese geringe Rauhtiefe im Mundmilieu erhalten bleibt, ist fraglich. So zeigen die untersuchten getragenen Verblendungen Rauhtiefen um 10 µm, also eine Zunahme der Rauhtiefe um das 10-fache gegenüber den Probekörpern.
Die geringste Rauhtiefe zeigt die fünfjährige Verblendung mit 5,7 µm, die größte Rauhtiefe hat eine vierzehnjährige Verblendung mit 21,6 µm.
Die ermittelten Rauhtiefenwerte zeigen zwar einen Anstieg synchron mit der Tragedauer, doch ist dies mit Vorsicht zu interpretieren, weil hier viele individuelle Faktoren hereinspielen.
So fiel auf der Verblendung mit der größten ermittelten Rauhtiefe schon mikroskopisch der Zahnsteinansatz auf, so daß die Rauhtiefe hier nicht unbedingt ein Qualitätsmerkmal des Kunststoffes darstellt.
Trotzdem kann die Tatsache als gesichert angenommen werden, daß die Rauhtiefe der Verblendungen während der Tragezeit um ein Vielfaches zunimmt.
Gerade der Zahnsteinansatz kann an einer rauhen Oberfläche leichter zustandekommen als an einer optimal hochglanzpolierten. Deshalb sollten nur hochglanzpolierbare Kunststoffe verwendet werden.

3.4.2 Mikroskopische Aufnahmen der Oberfläche

3.4.2.1 Interferenzkontrastaufnahmen

Das Interferenzkontrastverfahren ist sehr gut geeignet zum Aufzeigen der strukturellen Unterschiede der Kunststoffe.
LENZ u. a. (1968) geben dagegen dem Elektronenmikroskop den Vorzug. Doch hat sich gezeigt, daß auch das Interferenzkontrastverfahren für unsere Zwecke genügt.

Es hat nicht nur den Vorteil, daß es billiger ist, sondern auch, daß die Kunststoffoberfläche nicht speziell präpariert werden muß wie bei der Elektronenmikroskopie, so daß dieses Verfahren auch für Verblendungen, die einem Patienten eingesetzt werden sollen, verwendet werden kann.

Da alle Kunststoffe bei der Ausarbeitung und Politur auf die gleiche Art und Weise behandelt wurden, zeigt sich die Überlegenheit in der Qualität der Oberfläche der Heißpolymerisate Biodent K+B plus N und SR Ivocron PE N. Auf der gleichen Stufe steht das Überdruckpolymerisat SR Isosit PE S , dessen ultrafeine Füllkörper aus pyrolytischer Kieselsäure mit einer Korngröße von 5-400 Å die Oberflächenqualität nicht negativ beeinflussen.

Dagegen beeinträchtigen die Füllkörper auf Aluminiumsilikatbasis von Biodent K+B 75 die Polierbarkeit wegen ihrer Größe beachtlich. Die Rauhtiefenmessung und die Interferenzkontrastaufnahmen zeigen, daß die Füllkörper beim Heißpolymerisat am stärksten aus der polierten Kunststoffoberfläche herausragen. Dies kann auf eine stärkere Verankerung in der Kunststoffmatrix zurückgeführt werden, so daß die Füllkörper einem Herausbrechen bei der Politur länger widerstehen.

Die deutliche Abgrenzung bei Polymerperlen von der interpolymeren Substanz bei allen Kaltpolymerisaten zeigt, daß es hier zu keiner innigen Verbindung kommt zwischen Polymer und Monomer.

Auch muß angenommen werden, daß die interpolymere Substanz der Bearbeitung und Politur weniger Widerstand entgegensetzt als die Polymerperlen und stärker abgetragen wird.

Ein Teil der Polymerperlen zeigt im Zentrum eine ebenfalls kreisrunde Porosität, die wahrscheinlich durch eine Störung der Polymerisation oder eine Depolymerisation im Innern der Perlen schon bei der Herstellung entstand, und durch das Anschleifen der Perlen an die Oberfläche gelangte.

Diese Porositäten in den Polymerperlen zu vermeiden, ist Aufgabe der Hersteller.
Bei der Untersuchung der getragenen Verblendungen zeigte sich ein Nachteil des Interferenzkontrastverfahrens, nämlich die geringe Tiefenschärfe. So konnten Stellen mit großer Rauhigkeit nicht dargestellt werden. Hier wäre eine Indikation für das Elektronenmikroskop gegeben.

3.4.2.2 Stereomikroskopische Aufnahmen

Die Stereomikroskopie hat neben der räumlichen Darstellung der Kunststoffoberflächen gegenüber dem Interferenzkontrastverfahren den Vorteil der größeren Tiefenschärfe, so daß damit auch die getragenen Verblendungen gut untersucht werden können, wobei allerdings wegen der gekrümmten Oberfläche der Verblendungen nur ein Teil des Gesichtsfeldes ausgeleuchtet wird.
Die deutliche Darstellung von Porositäten, Vertiefungen, Rissen und Kratzern könnte die Verfahren, diese färberisch darzustellen, ersetzen.
Hinsichtlich der Porosität zeigt das Heißpolymerisat SV Ivocron PE das beste Ergebnis, gefolgt vom Überdruckpolymerisat SR Isosit PE S. Die meisten Porositäten weist das Kaltpolymerisat Palaferm-Neue Formel auf.
Die starke Porosität an manchen Stellen der getragenen Verblendungen wirft die Frage auf, ob diese erst im Mundmilieu entstanden sind oder von vornherein bestanden. Wahrscheinlich ist, daß es sich um Alterungs- und Abbauvorgänge handelt, was allerdings unter diesen Voraussetzungen nicht geklärt werden konnte.

3.4.3 Härte

Bei der Bestimmung der Oberflächenhärte nach VICKERS liegen die Werte im Bereich um 20 HV $98{,}1 \times 10^{-3}/30$.

Das beste Ergebnis ziegt SR Isosit PE S mit 30,1 HV, die geringste Härte hat Biodent K+B plus K mit 18,6 HV. Die geringen Standardabweichungen zeigen, daß die Meßwerte relativ konstant sind. Lediglich bei Biodent K+B 75 ist die Standardabweichung größer, was durch die Inhomogenität des Materials bedingt ist.
Bei dem hier verwendeten Verfahren blieb die Elastizität des Materials unberücksichtigt, da die Eindruckdiagonalen nach Abnahme der Diamantpyramide vermessen wurden.

MARX/MÜLLER (1971) und SCHWALB (1973), die den Eindruck der Vickerspyramide unter Last ausmaßen, um die Elastizität der Kunststoffe auszuschalten, kommen aber auch zu Vickershärten um 20 HV für die einzelnen von ihnen untersuchten Verblendkunststoffe. Dieses Verfahren hat den Nachteil, daß die Belastungszeit nicht genau definiert ist.
Es kann davon ausgegangen werden, daß das hier verwendete Verfahren hinreichend genau ist. Absolute Härtewerte sind für Kunststoffe sowieso nicht zu ermitteln, weil ihre Härte vom Wassergehalt abhängt (CHIARINI 1977), (SCHWALB 1973 u. a.).
Die Härte der getragenen Verblendungen konnte wegen ihrer zu großen Rauhigkeit der Oberfläche nicht bestimmt werden.

4. Ausblick

Bei den hier durchgeführten Untersuchungen konnten die getragenen Verblendungen nur zu einer groben Orientierung über die Veränderungen der Verblendkunststoffe im Mundmilieu dienen.
Für eine exakte Aussage darüber könnte ein Langzeitversuch dienen, bei dem die Verblendungen vor dem Einsetzen der Kronen und Brücken beim Patienten nach den hier angegebenen Verfahren untersucht und die Ergebnisse dokumentiert werden. Dies wird dadurch ermöglicht, daß bei den hier verwendeten Untersuchungsverfahren der Kunststoff nicht beschädigt oder verändert wird. Nach Abnahme der Kronen hätte man dann die Möglichkeit, dieselben Untersuchungen zu wiederholen und dann konkrete Aussagen über die Veränderungen der Verblendkunststoffe während der Gebrauchsphase zu machen. Diese wiederum können dann die Grundlage bilden für geeignete werkstoffkundliche Versuche, die die in vivo stattfindenden Verschleiß- und Alterungsvorgänge nachzuahmen vermögen und damit zu Prüfung neu auf dem Markt erscheinenden Kunststoffe dienen können.

Eine elegante Möglichkeit, die Oberflächenrauhigkeit der Verblendkunststoffe auch während der Gebrauchsphase direkt im Munde des Patienten über einen längeren Zeitraum zu verfolgen bietet die von MIERAU/FINDER (1981) angegebene Methode zur Rauhigkeitsbestimmung von Zähnen und Restaurationen durch ein In-vivo-Verfahren. Bei diesem Verfahren kann durch eine computergesteuerte, bleistiftförmige Meßsonde mit modifiziertem induktivem Wegaufnehmer und einer Tastspitze aus Edelstahl das Mikroprofil von Zahnoberflächen bzw. Zahnersatz direkt im Munde abgetastet werden.

Die Meßsonde ist über einen Analog-Digital-Wandler an einen Prozeßrechner angeschlossen, der das ertastete Mikroprofil hinsichtlich des arithmetischen Mittenrauhwerts auswertet. Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit, die Rauhigkeit der Verblendkunststoffe in Abhängigkeit von der Zeit zu untersuchen, ohne daß man gezwungen ist zu warten, bis die Restauration abgenommen werden muß.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden 5 gebräuchliche Kunststoffverblendmaterialien hinsichtlich ihrer Oberflächenbeschaffenheit untersucht, wobei die drei unterschiedlichen Verarbeitungsverfahren der Heiß-, Überdruck- und Kaltpolymerisation berücksichtigt wurden.
Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen die Überlegenheit der Heißpolymerisate in der Oberflächenqualität und -härte. Ebenso gute Ergebnisse zeigt das Überdruckpolymerisat SR Isosit PE S, das vor allem durch seine im Vergleich zu allen anderen Kunststoffen größere Härte auffällt.
Auch die anderen Überdruckpolymerisate zeigen noch hinreichend gute Ergebnisse. Die Überdruckpolymerisation hat damit neben der Heißpolymerisation in der Küvette ebenfalls ihre Berechtigung, da sie eine rationelle Möglichkeit der Kunststoffverarbeitung bietet.
Die schlechte Oberflächenqualität und auch die geringere Härte der Kaltpolymerisate zeigen deutlich, daß diese für definitive Restauration nicht indiziert sind und auch für Reparaturen nur sehr begrenzt angewendet werden sollten.
Beim Füllkörperzusatz zu Verblendkunststoffen ist den ultrafeinen Füllkörpern aus pyrolytischer Kieselsäure gegenüber den Füllkörpern auf Aluminiumsilikatbasis der Vorzug zu geben.

[illegible]

[illegible], J. u. [illegible], S.: Wichtige Eigenschaften von Kronen- und Brückenmaterialien. [illegible] Heft 6, 1-5, Ref.Nr.4844 (1973)

[illegible] [illegible]: Die Entstehung der Hochglanzpolitur auf dentalen Kunststoffen. Stoch.zahnärztl.Z. 24, 609-613, (1969).

[illegible]: Handbuch der Mikroskopie, 2.Aufl., VEB Verlag Technik Berlin (1977).

[illegible], M.: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen an verschiedenen [illegible] Med.Diss. Zürich (1977).

[illegible], K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 3. Auflage (1974) 4. Auflage (1981) Band 1 Grundlagen und Verarbeitung Hüthig-Verlag Heidelberg.

[illegible], J.P. u. [illegible], L.: Das Verhalten von Mikroorganismen gegenüber [illegible] Verfärbungen, Verätzungen und Weichmachern Stoch.zahnärztl.Z. 27, 466-473, (1972).

[illegible], G.: Untersuchungen über die Wirkung von Zahnpasten auf Kunststoffen Stoch.zahnärztl.Z. 29, 459-465, (1974).

[illegible], P.: Experimentelle Untersuchungen über die Bakteriendurchlässigkeit verschiedener zahnärztl. Kunststoffe und bakteriologische Untersuchungen von im Munde getragenen Kunststoffarbeiten Med. Diss.Berlin (1968).

9 GUCKELSBERGER, H. : Die Bedeutung der Spannungsrißkorrosion bei Kronen- und Brückenkunststoffen
Dental-labor, Heft 3, 231-237 (1974).

10 HENKEL, G. : Über die "Korrosion" der Kunststoffe
Dtsch.Stomat.,Heft 11, 828-846, (1960).

11 HOFMANN, M. : Ästhetische Langzeitwirkung von kunststoffverblendetem Zahnersatz
Dtsch.zahnärztl.Z. 35, 849-858 (1980).

12 HOFMANN, M. : Erfahrungen mit kunststoffverkleideten Kronen- u. Brückenkonstruktionen
Dtsch.zahnärztl.Z. 13, 502-514, (1958).

13 JANKE, G. : Über Abbauvorgänge an zahnärztl. Kunststoffen
Dtsch-zahnärztl. Z. 22, 684-695 (1967).

14 KÖRBER, E. : Oberflächenbearbeitung zahnärztl. Kunststoffe
Dtsch.zahnärztl. Z. 15, 562-572 (1960).

15 KRONEN, A. : Über die mechanischen Eigenschaften der Verblendkunststoffe SR-Pyroplast u. Palaferm-Neue Formel warm u. kalt mit besonderer Berücksichtigung der Belastbarkeit von Kunststoffblenden ohne metallischen Kantenschutz
Med.Diss Köln (1970).

16 LENZ, P.,RICHTER,E. u. HUBER, H. : Oberflächenuntersuchungen von zahnärztl.Kunststoffen mittels des Raster-Sekundäreletronenmikroskops STEREOSCAN
Dtsch.zahnärztl.Z. 23, 717-727 (1968).

17 MARX, H. : Zur Farbbeständigkeitsprüfung zahnärztl. Kunststoffe
Dtsch.zahnärztl. Z. 31, 616-619 (1976).

18 MARX, H. : Vergleichende Untersuchungen verschiedener Polymerisationsverfahren unter besonderer Berücksichtigung der hydropneumatischen Heißpolymerisation
Dtsch.zahnärztl.Z. 25,
929 - 935 (1970).

19 MARX,H. u. MÜLLER,K. : Ein neues Härtemeßverfahren u. seine Anwendung bei der Untersuchung dentaler Kunststoffe
Dtsch.zahnärztl.Z. 26,
758-763 (1971).

20 MEINERS, H. : Wirkung von Zahnpasten auf die Oberfläche von Akrylaten
Dtsch.zahnärztl.Z. 27,
719 - 724 (1972).

21 MEYER,E.u.EICHNER,K. : Klinische Untersuchungsergebnisse zu verblendeten Kronen und Brücken (Vergleich Kunststoff/Keramik)
Dtsch.zahnärztl.Z. 35,
864 - 869 (1980).

22 MIERAU,H.D. u.FINDER,U: Lokale Unterschiede der Rauhigkeit von Zahnoberflächen bei Jugendlichen u. Erwachsenen
Dtsch.zahnärztl.Z. 36,
361 - 366 (1981).

23 PETER,H.J. : Kunststoffverblendung- Fehler, Ursache, Abhilfe
Dental-labor Heft 10,
1501-1505 (1978).

24 POHLING, W. : Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen u. Kunststoffen für Kronen- und Brükkenverkleidungen
Med.Diss Berlin (1965).

25 PUHAR,M.u. EGLI,A. : Oberflächenrauhigkeit zahnärztl.Materialien in graphischer Darstellung
Schweiz.Mschr.Zahnheilk.Nr.11,
1013-1027 (1967).

26 RITZE, H. : Quellung und Kunststoffe
Dtsch.zahnärztl.Z. 20,
1245-1251 (1965).

27 RITZE, H. : Frontzahnersatz:Kunststoff oder Porzellan? Dtsch.zahnärztl.Z. 24, 905 - 914 (1969).

28 ROTH, H.P. : Experimentelle Untersuchungen über die Permeation von Speichelbakterien bei zahnfarbenen Kunststoffen Med.Diss. Erlangen (1967).

29 SACHS, L. : Angewandte Statistik Springer-Verlag, 5.Aufl. 1978.

30 SCHLAICH, E. : Stellungnahme zu Peter, H.J. Dental-labor Heft 10, 1693-1698 (1978).

31 SCHMITZ,K.,DOUGHERTY,E.W., CATTS,R.,MÜLLER,G., KOMMA,O. u. SCHULMEYER,H. : Über den Einfluß anorganischer Füllstoffe auf die Abrasionsfestigkeit dentaler Kunststoffe Dental-labor Heft 6, 615-622 (1973).

32 SCHWALB, H. : Vergleichende Härteuntersuchungen von Kunststoffen für Kronen u. Brücken Med.Diss Mainz (1973).

33 SCHWICKERATH,H. : Werkstoffe in der Zahnheilkunde Quintessenz-Verlag 1977.

34 SCHWICKERATH,H. : Wasseraufnahme von Kunststoffen im Langzeitversuch Dtsch-zahnärztl.Z. 35, 931 - 933 (1980).

35 SCHWICKERATH,H. : Abrieb an Verblendkunststoffen Quintess.d.Zahnt. Heft 12, Ref.Nr.109, 1 - 5 (1975).

36 STREITL,E.H. : Zur Abrasion an Kronen und Brückenmaterialien mit und ohne anorganischen Füllstoff Dental-labor Heft 12, 1198-1203 (1974).

37 UETZ,H.u. FÖHL,J. : Abriebverhalten von Kunststoffen für den dentalen Anwendungsbereich Dental-labor Heft 6, 596-603 (1974).

38 VIOHL, J. : Verfärbungen von Kunststoffen durch unterschiedliche Lichtquellen
Dtsch-zahnärztl. Z. 31,
910 - 914 (1976).

39 WEIDNER, R. : Zur Geschichte der Verblendkrone
Med.Diss.Frankfurt (1960).

40 WEIßBERG, D. : Biegefestigkeits- u. Elastizitätseigenschaften von Prüfkörpern aus Polymethacrylatsäuremethylester (PAM) in Abhängigkeit von der Verarbeitung
Med.Diss Köln 1973.

41 WINDECKER, D. : Die Kunststoffverblendung, ein Problem des Werkstoffes und der Konstruktion
Dtsch.zahnärztl. Z. 35,
859-863 (1980).

Herrn Professor Dr. E.Körber danke ich für die Überlassung des Themas sowie für die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.
Mein Dank gilt weiterhin Herrn Dr. Lindemann für die praktische Anleitung bei der Versuchsgestaltung.

LEBENSLAUF

Am 2.April 1958 wurde ich, Ursula Neubauer, als Tochter des Franz Neubauer und seiner Ehefrau Elisabeth Neubauer geb.Gehring in Crailsheim geboren.

Von 1965 - 1968 besuchte ich die Grundschule, ab 1968 das mathematisch-naturwissenschaftliche Albert-Schweitzer-Gymnasium in Crailsheim, wo ich am 17. Mai 1977 die Reifeprüfung ablegte.

Im Wintersemester 1977 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Universität Tübingen. Mein Studium an der Universität Tübingen beendete ich mit dem Staatsexamen am 7. Dezember 1982.